

وزارة التعليم و البحث العلمي

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

10/86

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

DEPARTEMENT *D'ELECTRONIQUE*



PROJET DE FIN D'ETUDES

S U J E T

ACQUISITION ET TRAITEMENT
DU SIGNAL PHYSIOLOGIQUE
DE LA PRESSION ARTERIELLE

Proposé par :
R. SADOUN

Etudié par :
D. BENMAHDI
A. GOUTAS

Dirigé par :
R. SADOUN

PROMOTION :

JANVIER 86

- TABLE DES MATIERES -



CHAPITRE I :

1- Rappel anatomo physiologique ;	1
1-1- Système circulatoire	1
1-2- Contraction cardiaque	1
1-3- Modèle électrique équivalent au système sanguin	3
1-4- Procédés de mesure de la tension artérielle	3
- Mesures directes	3
- Mesures indirectes	5
a- Méthodes manuelles	5
b- Méthodes automatiques	5
1-5- Méthodes des oscillations	5
1-6- Etude du signal de pression	5
1-7- Caractéristiques fréquentielles	6

CHAPITRE II :

2-1- Présentation de la chaîne d'acquisition	10
2-2- Méthodes d'extraction	10
2-2-1- Génération de fonction d'opposition	10
2-2-2- Génération d'exponentielle de croissante	11
2-2-3- simulation du système	12
2-2-4- Génération de courbe par lissage	12
2-2-5- Notion de lissage local	12
2-2-6- Etude du filtrage	15
2-2-7- Etude du filtrage passe bas	15
a- Filtre passe bas 1er ordre	16
b- Filtre passe bas 2° ordre	16
b-1- Filtre passe bas à contre réaction multiple	16
b-2- Filtre passe bas à source contrôlée type Sallen et Key	17
2-2-8- Etude du filtre passe haut	17

CHAPITRE III :

3-1- Schéma synoptique de la chaîne d'acquisition	19
3-2- Bloc analogique	19
3-2-1- Le capteur	19
3-2-2- Filtre passe haut	19
3-2-3- Ampli à gain variable	19
3-2-4- Atténuateur	21
3-2-5- Multiplexeur	21
3-3- Bloc numérique	22
3-3-1- Conversion analogique numérique	23
3-4- Présentation de la carte TM 990/189	23
3-4-1- Etude des entrées sorties de la carte TM	24
3-4-1-1- E/S commandées par programme	25
3-4-1-2- E/S contrôlées par interruptions	25
3-4-1-3- E/S par accès directes mémoire	25
3-4-2- Liaisons C/N interface extension de bus	25
3-4-3- Extension de bus de la carte TM 990/189	25
3-4-4- Contrôle de l'ADC 804 par la carte	27
3-5- Liaisons carte TM- calculateur hôte	27

CHAPITRE IV :

Detecteur d'enveloppe.

4-1- Structure filtre numérique réalisé.....	32
4-2- Algorithme de traitement du signal physiologique.....	33
4-2-1- Obtention de la dérivée de V.....	34
4-2-2- Méthode des accroissements finis.....	34
4-2-3- Méthode de Taylor.....	34
4-2-4- Méthode de Fourier.....	35
4-3- Dérivation du polynôme d'interpolation de Lagrange	35
4-4- Dérivation du polynôme d'interpolation de Newton.....	36
4-5- Exemple d'application.....	38

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
BIBLIOTHEQUE — المكتبة
Ecole Nationale Polytechnique

DEDICACES

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
المكتبة — BIBLIOTHEQUE
Ecole Nationale Polytechnique

A MON PERE
A MA MERE
A MA GRAND MERE
A MES FRERES RYAD ET ABDEREZZAK
A MA SŒUR HADJIBA
A TOUTE MA FAMILLE ET TOUS MES AMIS.

AHCENE

A TOUTE MA FAMILLE
A TOUS MES AMIS

DJAMEL

« Remerciements »

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
المكتبة — BIBLIOTHEQUE
Ecole Nationale Polytechnique

- Nous tenons à remercier notre promoteur :

M^r SAADOUN, pour nous avoir épaulé
et dirigé tout au long de ce projet.

Que M^{elles} Aziza, Fatima, Samia
- Samia, Paima trouvent ici l'expres-
-sion de notre profonde gratitude pour
la disponibilité dont elles ont toujours fait
preuve.

- Que M^r Lies. SADAOUÏ trouve - en ces
lignes l'expression de notre reconnaissance
- pour l'aide précieuse qu'il nous a
apporté.

Que toutes les personnes qui ont participé
à l'élaboration de ce fascicule trouvent ici
l'expression de notre profonde reconnaissance.

- I N T R O D U C T I O N -



En milieu hospitalier, dans bon nombre de cas pathologique (hypertension, souffle cardiaque, ...) la prise de tension artérielle ainsi que la visualisation du signal physiologique de pression, du sujet, s'avère nécessaire. L'information rapportée est capitale : elle permet de connaître l'état du système cardiaque.

La méthode la plus couramment utilisée pour la détermination des paramètres caractéristiques de la tension artérielle.

(P systolique, P diastolique) est celle de KOROTKOW (avec un brassard gonflable et un stéthoscope). Un problème subsiste cependant : les mesures sont prises de façons subjective (dependent de l'acuité auditive du manipulateur).

L'automatisation du processus, en prenant comme référence des critères objectifs se fait alors ressentir. Notre travail a donc consiste en la réalisation d'un système répondant à ce besoin.

La simulation, par parties, du système final, à l'aide d'une chaîne d'acquisition évoluée en a facilité la conception pour cela il a fallu prévoir :

- l'extraction du signal physiologique a traité à l'aide d'une carte d'acquisition spécifique,
- la détermination des algorithmes de traitement en vue de leur implantation sur une carte μ - p de bas niveau.

Nous trouverons donc dans le plan de présentation :

- un rappel sur le système cardiovasculaire, les méthodes de mesure de la pression artérielle ainsi que la caractérisation du signal physiologique,
- les différentes méthodes mises en oeuvre (simulées) en vue de l'extraction de la composante physiologique de la pression artérielle : choix de la méthode optimale,
- la présentation de la carte d'acquisition réalisée et de ses connexions avec la carte μ p et le (s) calculateur (s) hôte,
- les différents algorithmes de traitement et choix du plus approprié.

Cette présentation se conclura par les possibilités d'amélioration et orientation du système réalisé.

I- RAPPELS ANATOMO-PHYSIOLOGIQUES (1)

Le cœur organe moteur du système circulatoire fonctionne comme une double pompe à double effet, il fournit la puissance nécessaire au maintien de la circulation du sang dans l'organisme. Il est doté d'automatisme et de contraction non synchrone des parties qui les constituent.

- * Il est constitué de 4 chambres (2 oreillettes et 2 ventricules) L'oreillette et le ventricule communiquent entre eux par le biais des valves auriculo-ventriculaires. (figure 1).

Les ventricules sont eux même en communication avec les gros vaisseaux par l'intermédiaire des valves sigmoïdes (les sigmoïdes pulmonaires pour le côté droit, les sigmoïdes aortiques pour le côté gauche).

Les valves auriculo-ventriculaires et sigmoïdes ont une mobilité passive, leur ouverture et fermeture sont sous la dépendance des variations de pression intra-cavitaires.

I-1. SYSTEME CIRCULATOIRE :

C'est le réseau comprenant les artères, capillaires et veines, ils permettent la canalisation du sang à travers l'organisme. Les artères constituent le système haute pression de distribution du sang vers tout l'organisme. Dans les capillaires se font les échanges de substances. Les veines constituent le système basse pression de ramassage du sang dans l'organisme. (figure 3).

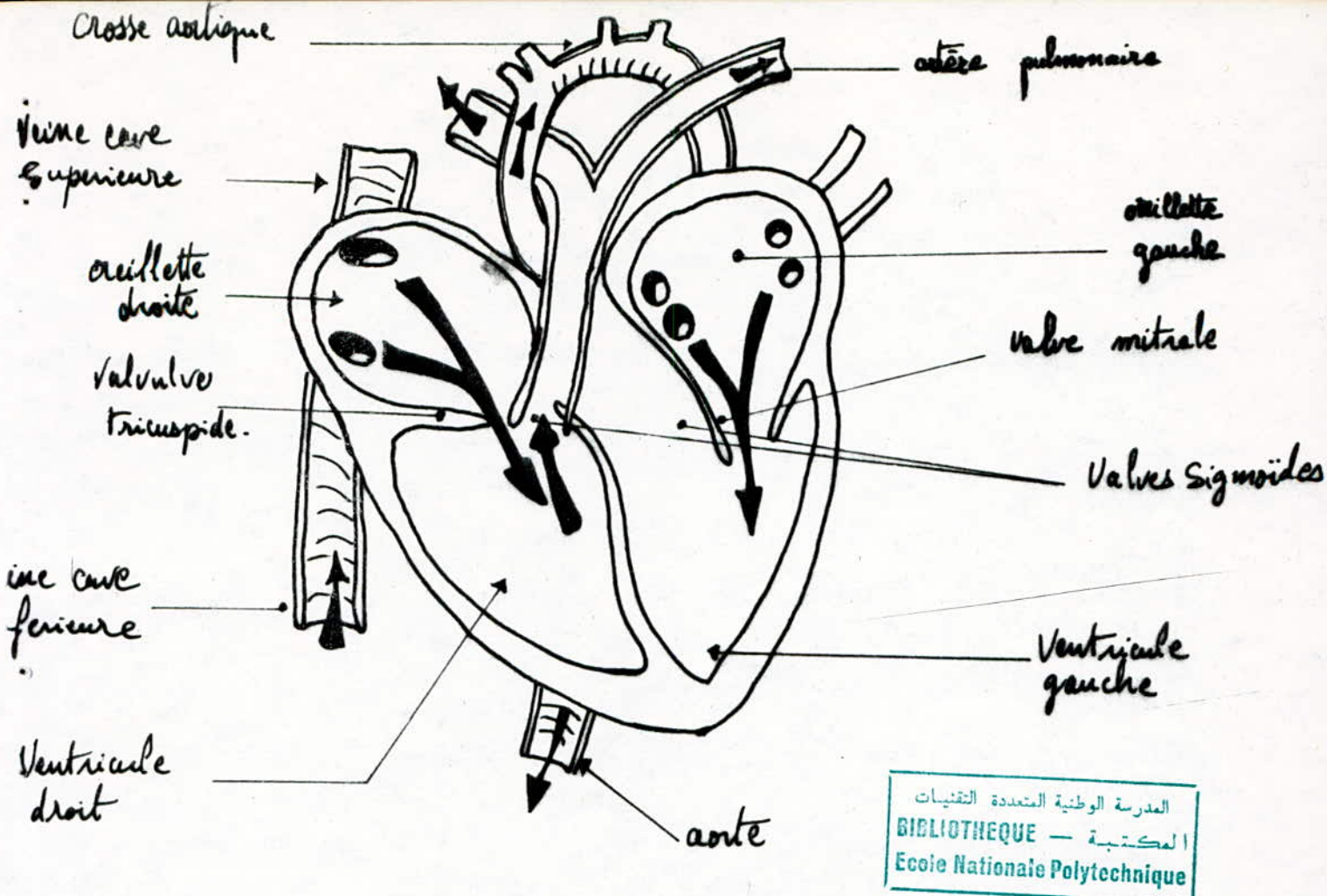
I-2. CONTRACTION CARDIAQUE :

Le cycle cardiaque se déroule en 2 phases :

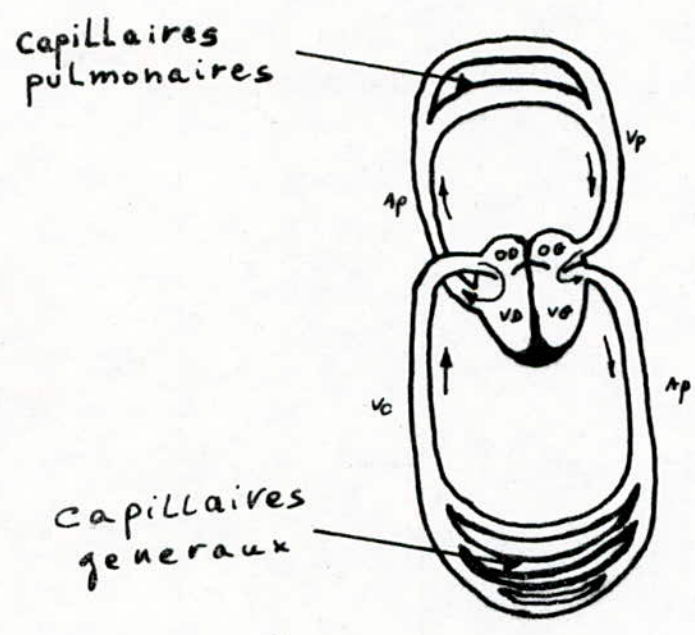
- une phase de contraction ventriculaire ou "systole". Lors de cette phase, il y a éjection du sang du cœur vers les différents organes.
- une phase de repos ventriculaire ou "diastole". Lors de cette phase, s'accomplit, le remplissage ventriculaire.
- Ces 2 phases peuvent être subdivisée en plusieurs phases de contraction comme l'illustre la Fig-2.

A chaque systole le cœur envoie des coups périodiques, qui grâce à l'élasticité des parois des grosses artères proche du cœur sont absorbés, puis restitués sous forme d'énergie permettant un débit sanguin continu (effet windkessel).

A chaque battement, il y a création d'une onde de pression dont l'amplitude varie constamment. Elle est maximale en phase d'éjection rapide. Puis, après la fermeture des sigmoïdes (onde dicrote), elle diminue à la manière d'une exponentielle décroissante sans jamais s'annuler, sous l'action de la vidante du réservoir artiel dans l'ensemble des ramifications du réseau. (figure 4).



- figure 1 - - anatomie du cœur -



⊙-⊙: oreillette-droit
-gauche

VD-VG: Ventricule-droit
-gauche

Ap-Vp: artère Veine
pulmonaire

Vc = Veine cave.

- figure 3 - circulation sanguine generale.

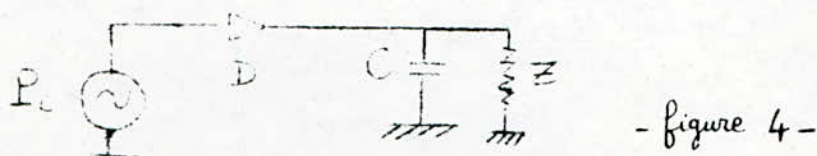
1-3. MODELE ELECTRIQUE EQUIVALENT DU SYSTEME SANGUIN : (2)

On peut par analogie déterminer un circuit électrique équivalent au système sanguin où chaque composant serait associé de part ses caractéristiques intrinsèques à un élément caractéristique du système sanguin.

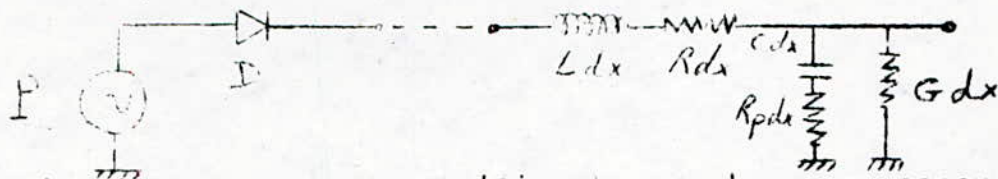
Dans un premier temps, on pourrait schématiser le système sanguin par le circuit électrique de la figure-4.

Le cœur est représenté par un générateur de tension P_c . Les valves aortiques, qui ne laisse passer le sang que dans un sens sont représentées par une diode D .

L'aorte qui constitue le réservoir sanguin sera caractérisé une capacité en parallèle. Le reste du système est représenté par une impédance.



On pourrait compléter le schéma en détaillant les différents paramètres à l'origine de la résistance némodynamique. Le schéma équivalent par unité de vaisseaux serait :



Le self série correspond à l'inertie de la masse sanguine. La résistance série correspond aux pertes par frottement dans le liquide. L'extensibilité des vaisseaux intervient sous la forme d'une capacité C et les frottements sur la paroi sous forme d'une résistance R_p . la circulation dérivée est symbolisée par une inductance G .

1.4. PROCÉDES DE MESURE DE LA TENSION ARTERIELLE :

Il en existe, deux, à savoir :

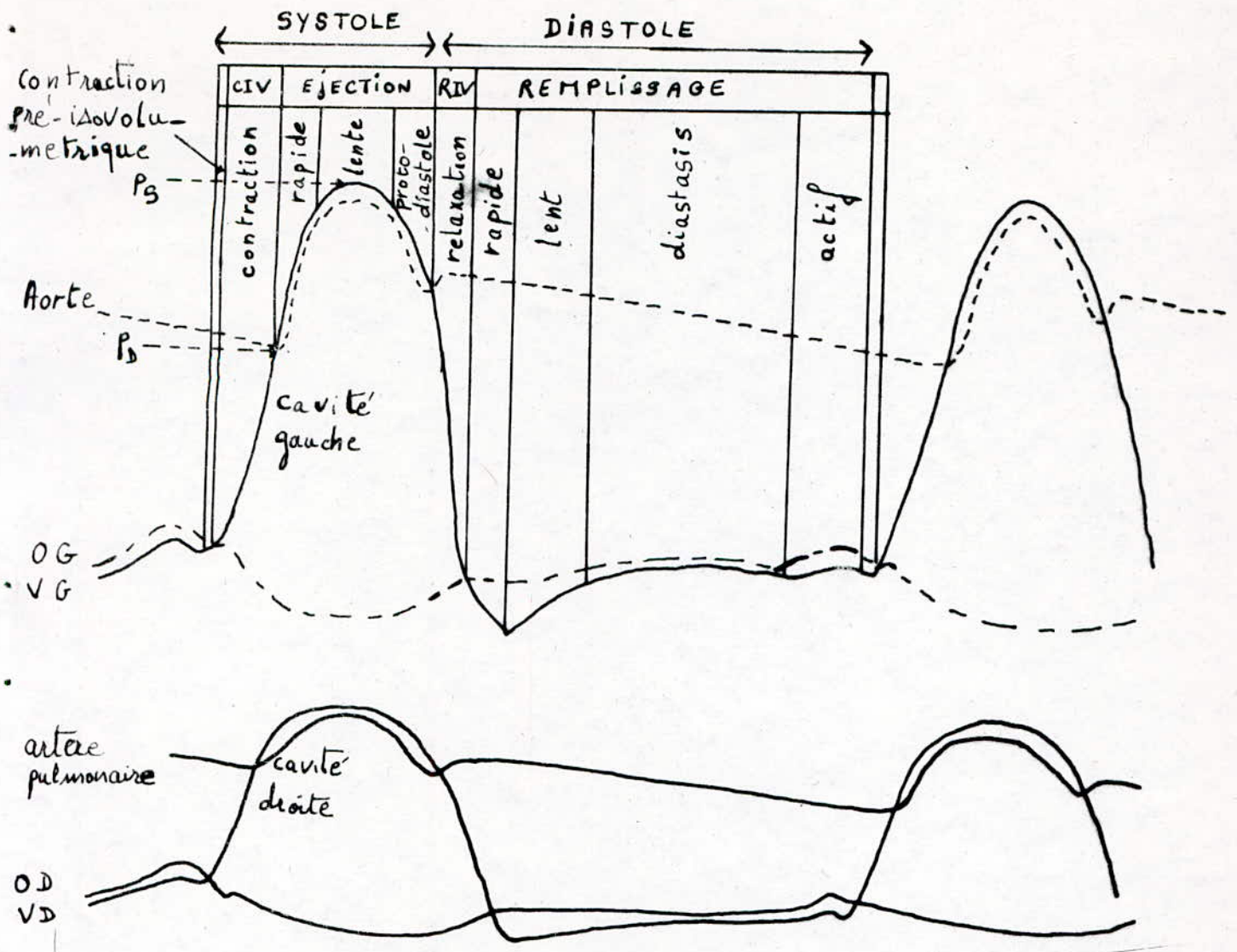
-MESURES DIRECTES :

Elle donne la valeur instantanée de la pression artérielle, cependant leur mise en place est traumatisante du fait quelle nécessite l'introduction d'un cathéter dans un vaisseau ou dans le cœur.

-MESURES INDIRECTES :

Il existe deux types de méthodes : les méthodes manuelles et les méthodes automatiques.

Le principe de base employé dans ces 2 méthodes est le même. On utilise un brassard contenant une chambre à air gonflable reliée à une poire et à un manomètre. La pression, établie dans le brassard vient comprimer l'artère numérale avec une pression suprasystolique.



- figure 2 - phases de contraction cardiaque :

P_s = Pression systolique
 P_d = Pression diastolique

a- METHODES MANUELLES

Lors du dégonflage progressif, un certain nombre de phénomènes peuvent être observés et servir de critères de référence pour la détermination des valeurs caractéristiques de la pression artérielle.

Les méthodes se différencient par les phénomènes pris en compte. Nous aurons donc :

- Les méthodes palpatoires : avec tâtément du pouls.
- Les méthodes auscultatoires : avec repérage des bruits au niveau de l'artère humérale ; ceci à l'aide d'un stéthoscope.
- Méthode des oscillations : avec observation de l'amplitude des oscillations de l'aiguille de l'oscillomètre de PACHON.

b- METHODES AUTOMATIQUES :

Elles permettent de minimiser la perturbation apportée par l'opérateur sur la validité de la mesure. Parmi ces méthodes, on notera :

- Les méthodes plethymographiques : elles nécessitent l'utilisation de capteurs au niveau du bras qui détectent les variations de volume des artères après chaque pulsation cardiaque.

- Les méthodes vélocimétriques : elles utilisent les ultrasons et l'effet DOPPLER.
Parmi ces méthodes, celle que nous avons choisie, du fait de sa facilité de mise en oeuvre et de la bonne précision qu'elle offre [2], est la méthode oscillométrique.

1-5. METHODE DES OSCILLATIONS :

A l'aide d'un brassard, on applique une contre-pression suprasystolique sur le bras au niveau de l'artère humérale. On dégonfle progressivement le brassard. A l'aide d'un manomètre de grande sensibilité, on observe l'apparition de mouvement d'oscillation de l'aiguille lorsque la pression dans le brassard devient égale à la pression systolique. L'amplitude de ces oscillations augmente avec la chute de pression dans le brassard. Elles passent par un maximum lorsque la pression dans le brassard est égale à la pression moyenne.

Le dégonflage se poursuivant, l'amplitude des oscillations décroît. Cette décroissance s'interrompt lorsque la pression dans le brassard devient égale à la pression diastolique. Les oscillations subsistant dans le brassard pour P_B inférieur à P_D sont dues aux variations de volume des artères conséquence à la pulsabilité de l'écoulement sanguin. (P_B = Pression dans le brassard)

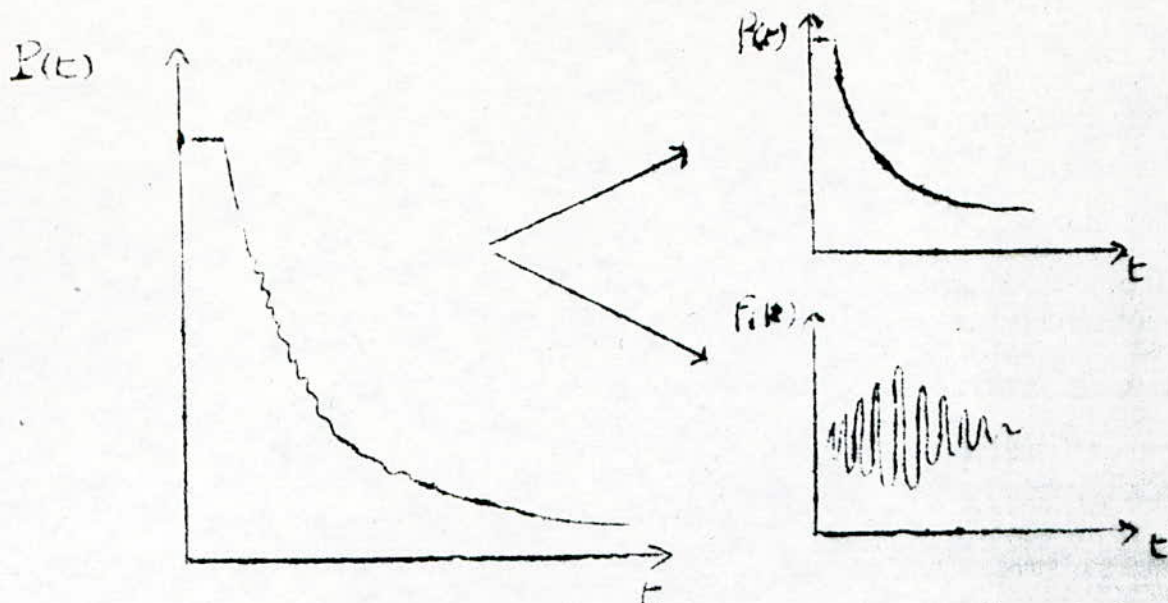
(P_D = Pression diastolique).

1-6. ETUDE DU SIGNAL DE PRESSION :

Le signal de pression prélevé à la sortie du capteur est constitué de la superposition de deux signaux d'origines différentes.

Soit le signal de pression recueilli à la sortie du capteur $P(T)$.

$$P(T) = p(t) + f_i(t)$$



- $p(t)$ est la composante pneumatique correspondant à la pression établie dans le brassard (en ne considérant pas l'activité cardiaque du sujet). Sa dynamique d'amplitude s'étend de 0 à 320 mmHg, dans le cas d'un dégonflage continu, avec une fuite constante, la courbe $p(t)$ prend l'allure d'une exponentielle décroissante.

- $f_i(t)$ correspond à la composante physiologique, caractérisant l'activité cardiaque du sujet. Elle est constituée d'une série d'oscillations dont l'amplitude varie en fonction de la pression dans le brassard. C'est un phénomène périodique, d'amplitude relativement faible (de l'ordre du mmHg) qui se superpose à la composante pneumatique $p(t)$.

La forme de l'enveloppe du signal physiologique est directement reliée au mode de dégonflage. Plus le dégonflage est rapide plus l'enveloppe présentera un pic élevé moins on aura d'informations autour de ce pic puisque le phénomène apparaît et disparaît très vite. Il faut pour pouvoir observer $f_i(t)$ dans les meilleurs conditions, trouver une fuite adéquate de façon à avoir une enveloppe avec un maximum d'informations.

1-7. CARACTERISTIQUES FREQUENTIELLES :

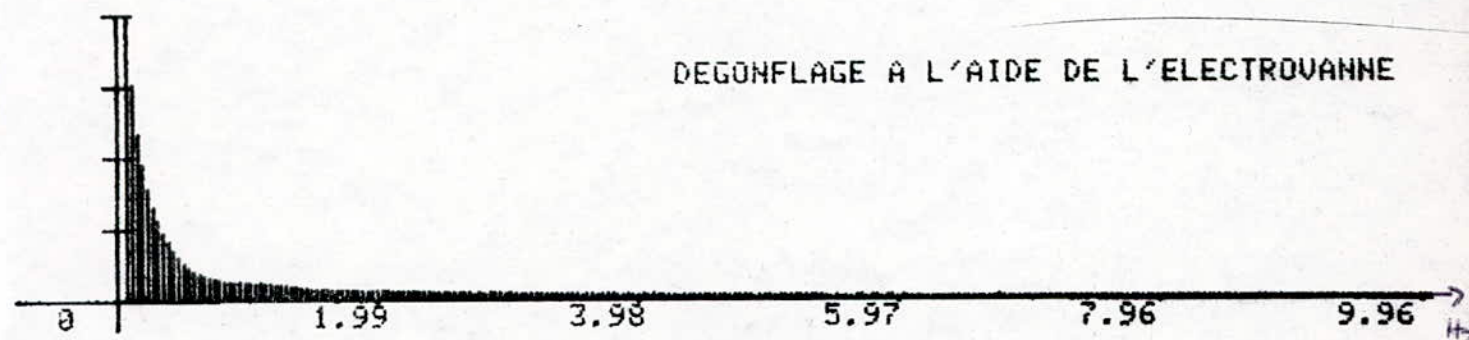
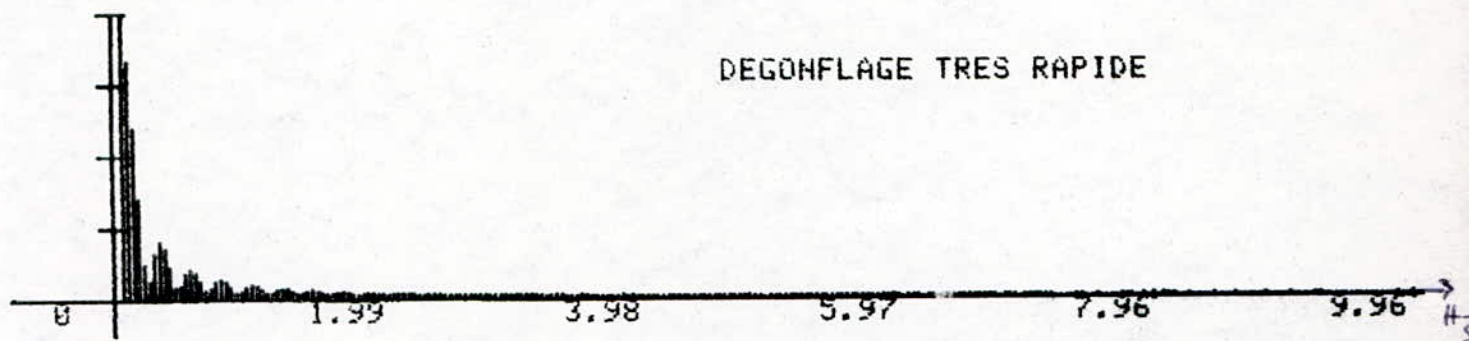
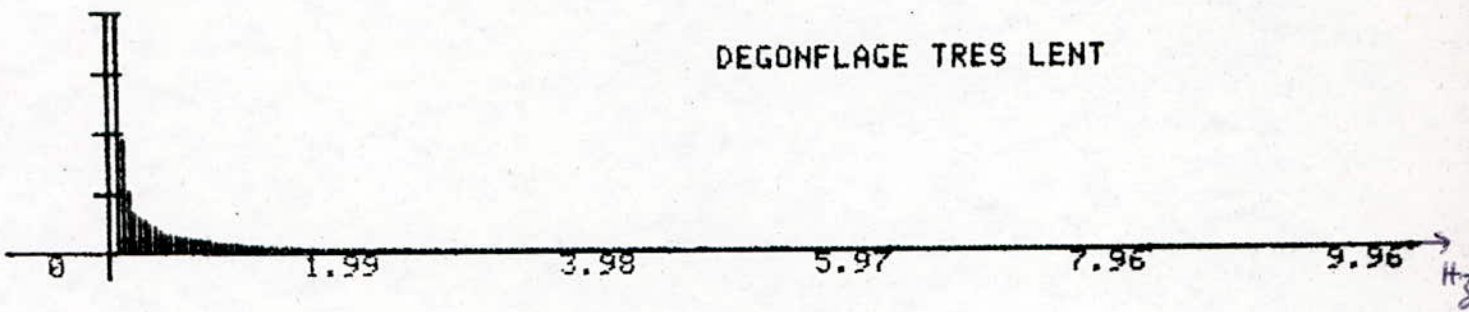
-Le spectre de fréquences de la composante pneumatique $p(t)$ est contenu, dans le cas d'un dégonflage moyen (avec une constante de temps $= 3,5$ s), sur une plage $0 \leq f \leq 1$ Hz. Plus le dégonflage est lent, plus le spectre se resserre autour de la composante continue. Plus il est rapide, plus le spectre s'étend, ceci étant à la création d'harmoniques de rang supérieur. Un dégonflage rapide risque de perturber le spectre de $f_i(t)$.

Sur les figures 1-A, 1B, 1C on peut voir le spectre de fréquence de la composante pneumatique dans le cas de différentes vitesses de dégonflage.

-Le spectre de composante physiologique $f_i(t)$ est contenu entre $0,7 \leq f \leq 10$ Hz

Il est constitué :

-d'une composante fondamentale située entre $0,7 \leq f \leq 3,5$ Hz ce qui correspond à une fréquence cardiaque située entre 40 et 210 bat/min.



Figures : 1A - 1B - 1C

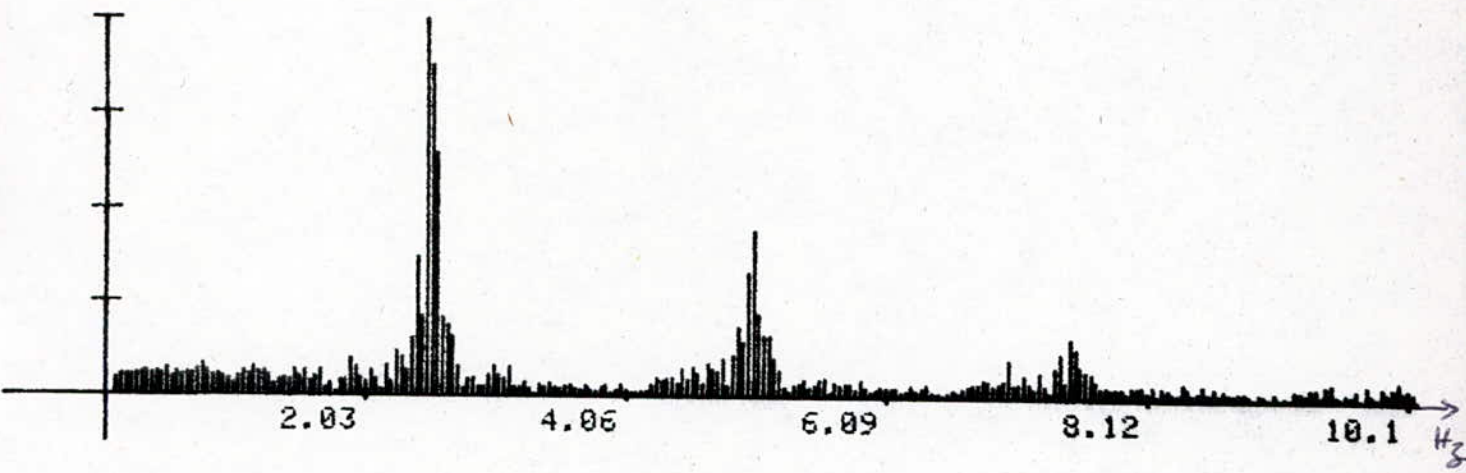
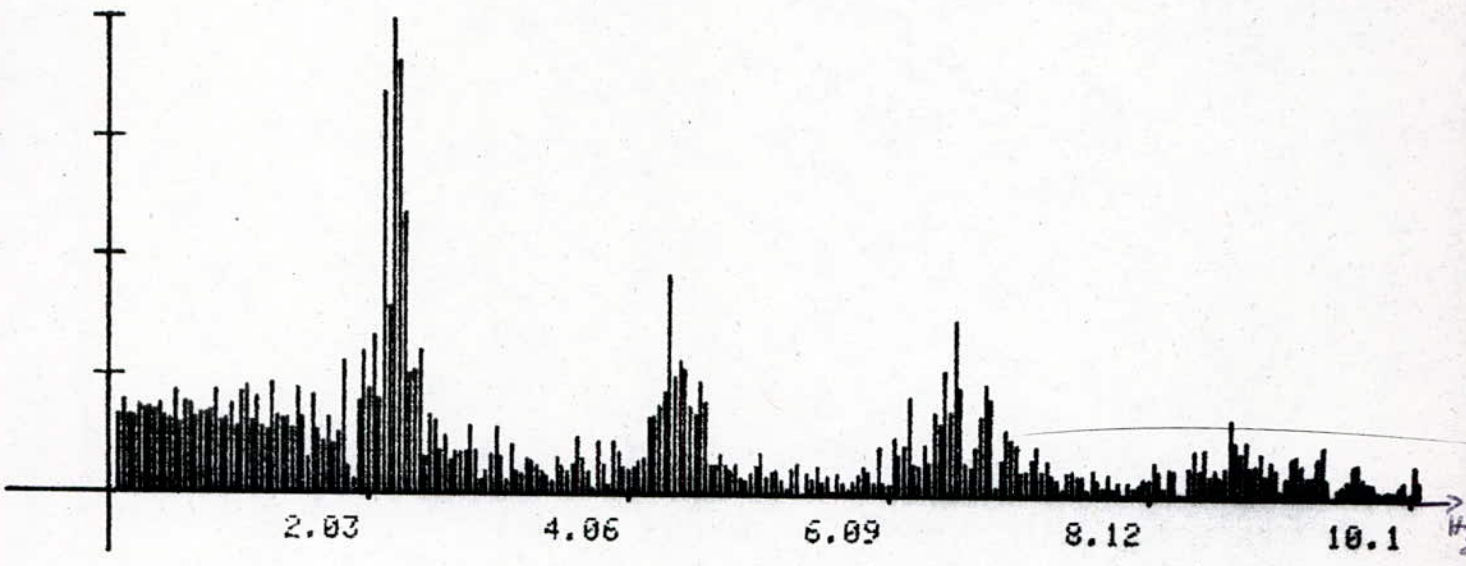


Figure 1D-1E

-De composantes secondaires de plus hautes fréquences correspondant au temps de montée de l'onde principale et de l'onde dicrote plus d'éventuels bruits introduit par le sujet.

Deux exemples de spectre sont donnés sur la figure 1-D, 1-E.

CHAPITRE 2

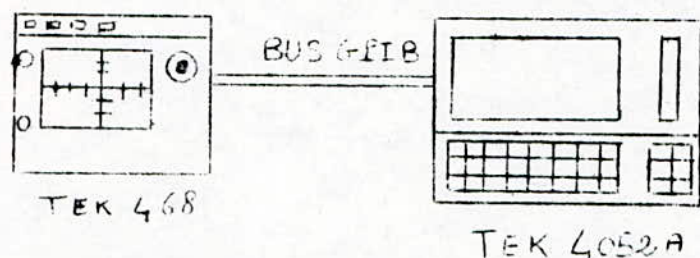
INTRODUCTION

La premiere etape ,dans la conception de notre appareil ,consistera a detecter le signal physiologique $f_i(t)$. Aussi ,ce chapitre regroupera les differents moyens mis en oeuvre pour son extraction.

Plusieurs methodes ont ete etudiees et simulees sur un calculateur afin de choisir la plus appropriee .L'idee consiste en la simulation ,par soft,de la carte concue ,de lui appliquer les differents signaux utiles et de verifier la concordance theorie-pratique,tout en se mettant dans les conditions de travail optimum.

Le travail de simulation a ete elabore sur une chaine d'acquisition composee de l'oscilloscope numerique TEK* 468 et du micro-ordinateur TEK* 4052 A .

2.1 PRESENTATION DE LA CHAINE D'ACQUISITION (3)



L'oscilloscope TEK 468 est un appareil a memoire pouvant travailler en mode memoire numerique ou en mode conventionnel. Il communique avec le micro-ordinateur 4052A par le biais du bus GPIB. La transmission des donnees se fait en mode parallele. L'oscilloscope TEK 468 est designe comme etant un "TALKER". Il envoie uniquement des informations. Le 4052A est le seul controleur du bus GPIB.

La courbe du signal envoye est echantionnee sur 512 points. Lors de l'envoi de la courbe, un message est simultanement envoye par le 468 au 4052 A lui specifiant toutes les caracteristiques accompagnant ce paquet d'informations (base de temps, calibre Volts/div,....). Une fois arrive au niveau de la memoire systeme du 4052A, le signal peut etre sauvegarde en memoire et traite ulterieurement.

Pour le traitement du signal ,on peut utiliser les ROM-PACK contenant la FFT, IFT,...

Leur utilisation est simple il suffit de faire un CALL "fonction de traitement", et de specifier, selon la syntaxe requise, sur quel fichier le traitement est applique.

2.2 METHODES D'EXTRACTION ETUDIEES:

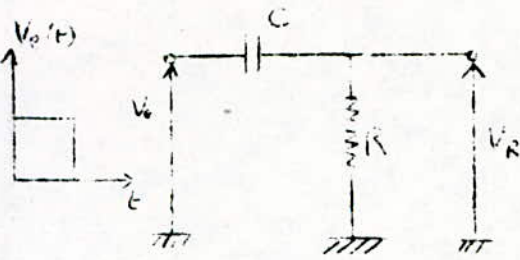
2.2.1 GENERATION DE FONCTION D'OPPOSITION

La fonction d'opposition $P'(t)$, generee par soft, servira a eliminer la composante pneumatique $p(t)$ de $P(t)$. ainsi $P(t) - P'(t) = f_i(t)$

* TEK ≡ TEKTRONIX

2.2.2 GENERATION D'EXPONENTIELLE DECROISSANTE

Le systeme brassard + fuite, de la vanne de degonflage, peut etre assimile a un circuit deriveur de constante de temps "tau=RC".



R=fuite du brassard

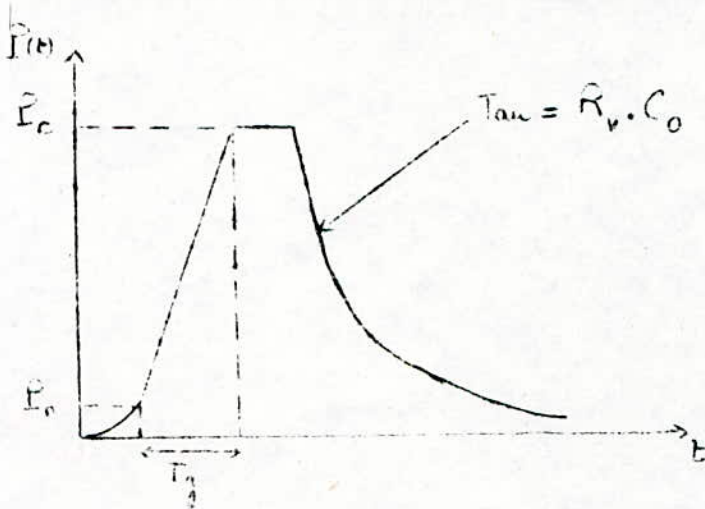
C=capacite du brassard

tau=constante de temps de decharge.

circuit deriveur

Le degonflage du brassard equivaut a une decharge de la capacite C dans la resistance R. Lors de la decharge : $V_R = A \exp(-t/\tau)$

On constate (2) que, moyennant la connaissance du temps T_g , pendant lequel le gonflage du brassard est lineaire, on peut determiner tau de l'exponentielle de degonflage du brassard. Ainsi connaissant A et tau, on peut generer une exponentielle decroissante $P'(t)$ de meme caracteristique que celle generee, par la composante pneumatique $p(t)$ lors du degonflage du brassard.



R_v: resistance de fuite

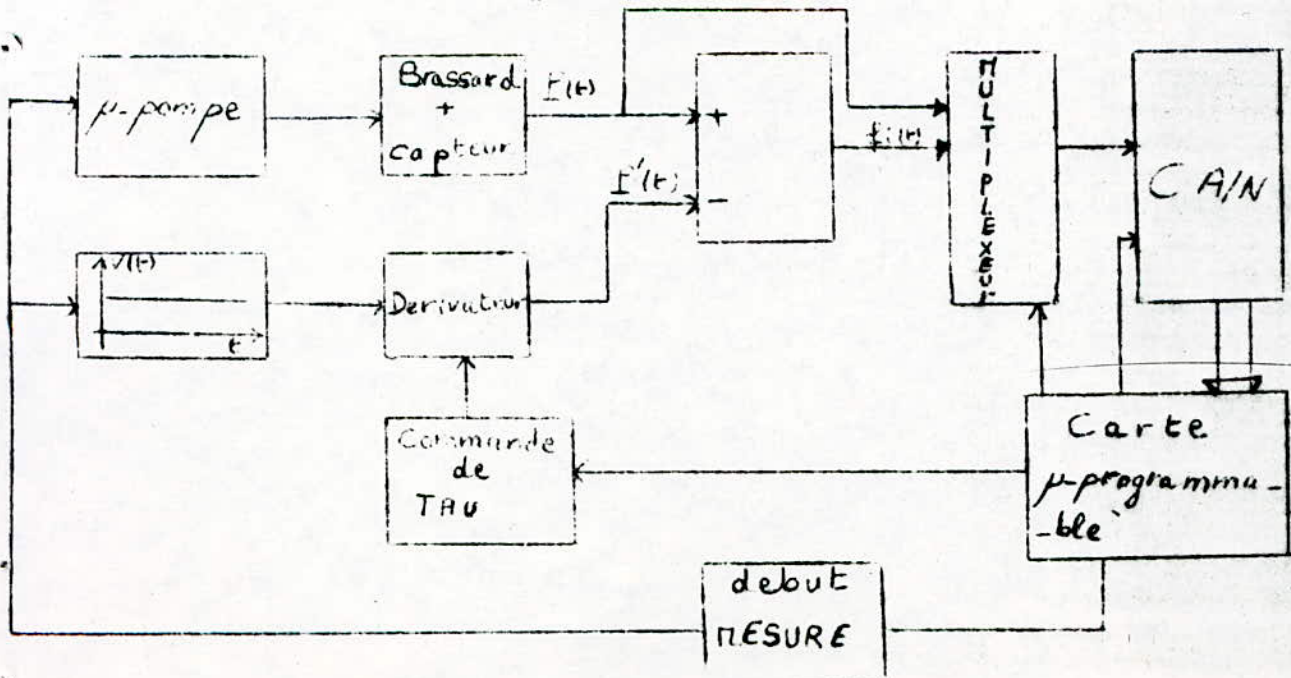
C_0: capacite du brassard

T_g: temps de gonflage lineaire

C_0 = f * T_g

f: constante

Schema synoptique du montage:



MODE DE FONCTIONNEMENT:

La micro pompe gonfle le brassard jusqu'a une pression suprasystolique. Le systeme a micro processeur determine T_g , calcul la valeur de la constante de temps τ de l'exponentielle de degonflage $P'(t)$, modifie en consequence le niveau a l'entree du differentiateur et la constante de temps du derivateur. Lors du degonflage $P'(t)$ et $P(t)$ se presentent simultanement a l'entree du differentiateur a la sortie duquel on est sensé recuperer $f_i(t)$.

2.2.3 SIMULATION DU SYSTEME PRECEDEMENT DECRIT

Après acquisition et sauvegarde du signal $P(t)$ de degonflage du brassard .

Moyennant les hypotheses de depart , nous allons generer une exponentielle de meme amplitude max et de meme constante de temps que celle genere lors du degonflage du brassard.

RESULTATS:

Après experimentation de la methode (cf: courbes + programmes). Il s'avere que :

$P(t)$ tend vers une valeur d'offset non nulle en fin de degonflage, on peut en eliminer l'effet en la recreant au niveau de l'exponentielle $P'(t)$ generee.

Le calcul de τ sur un seul point a partir de la courbe $P(t)$ s'avere un echec : La courbe generee $P'(t)$ ne se superpose a $P(t)$ que sur une faible portion de la courbe. L'augmentation du nombre de points de moyennage pour le calcul de τ entraine une dissociation de plus en plus grande entre $P'(t)$ et $P(t)$. (figure 2A et 2B, 2C)

CONCLUSION:

La courbe de degonflage du brassard n'est pas une exponentielle pure du fait de la variation constante de temps τ lors du degonflage du brassard. On se retrouve dans l'impossibilite de realiser le systeme precedement decrit.

Cependant une autre methode s'offre a nous. On pourrait generer une fonction d'opposition $P'(t)$ par le biais du lissage de la fonction $P(t)$ obtenue lors du degonflage du brassard. La fonction lisee correspondrait alors a $P(t)$ sans les petites fluctuations du a la presence de $f_i(t)$.

alors
$$P(t) - P'(t) = f_i(t)$$

2.2.4 GENERATION DE COURBE PAR LISSAGE

5 NOTION DE LISSAGE LOCAL:

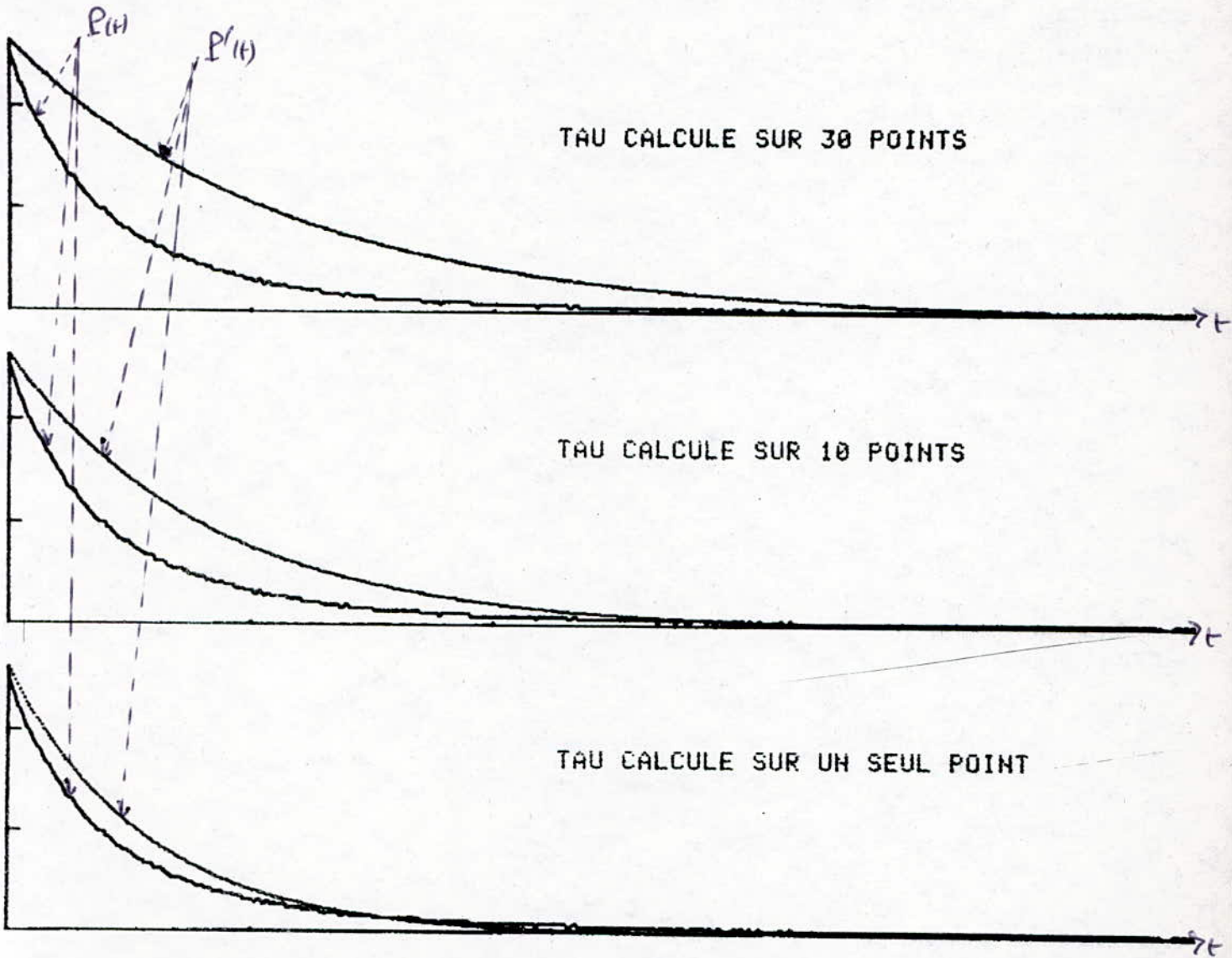
Il consiste en la substitution aux valeurs Y_i de la table de $P(t)$ (512 points) les valeurs Y'_i donnees par l'expression:

$$Y'_i = (Y_{-m} + \dots + Y_{-1} + Y_0 + Y_1 + \dots + Y_m) / N$$

$$N = 2m + 1$$

Les meilleurs resultats ont ete obtenu pour $N = 9$ et 11 points. (voir figures 2d, 2e, 2f) programmes en annexe.

Cependant les resultats ont ete limite par la resolution du CA/N

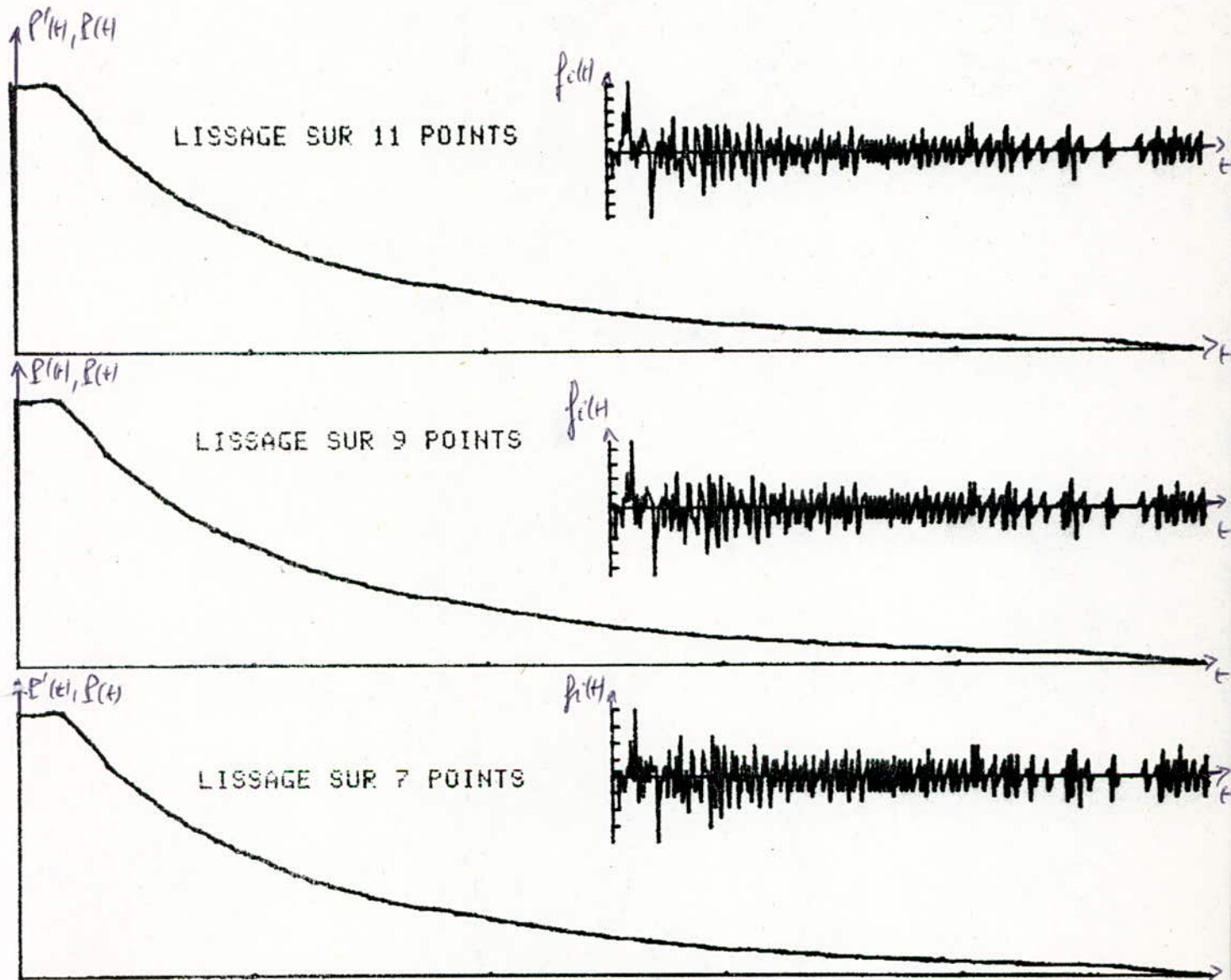


figures: 2A-2B-2C

$P'(t)$: signal calculé

$P(t)$: signal récupéré à la sortie du capteur.

Voir en annexe programme : "Générateur d'exp."



Figures 2d-2e-2f.

$P(t)$: signal recueilli a la sortie du capteur

$P'(t)$: signal $P(t)$ lisse

Voir en annexe: "Programme lissage sur N pts"

de l'oscilloscope TEK 468. On n'a pas pu descendre au dessous de 20 mV de resolution. Pour avoir de meilleur resultats un CA/N de 12 bits aurait ete necessaire. Il nous aurait permis de recuperer plus d'information sur $f_i(t)$.

CONCLUSION- : Les deux methodes decrites ulterieurement :
 generation d'exponentielle
 methode de lissage
 l'averent irrealisable. Il nous faut nous orienter vers un autre moyen d'extraction de la composante physiologique $f_i(t)$.
 On a vu que dans le cas d'un degonflage lent le spectre de $p(t)$ se resserne autour de la composante continue. Cependant le spectre de frequence de $P(t)$ ne met pas en evidence flagrante le spectre de $f_i(t)$. La simulation d'un filtre , a l'aide du calculateur , permettant d'eliminer la composante pneumatique $p(t)$ nous constater que le filtrage est un moyen d'extraction de la composante physiologique $f_i(t)$.

2.2.6 ETUDE DU FILTRAGE: (4)

Il existe deux possibilites de filtrage:

filtrage passe-bas : (figure a)
 Le signal $P'(t) = p(t)$ recueilli a la sortie du filtre passe-bas soustrait a $P(t) = p(t) + f_i(t)$ permet la recuperation de $f_i(t)$ en sortie du differentiateur.

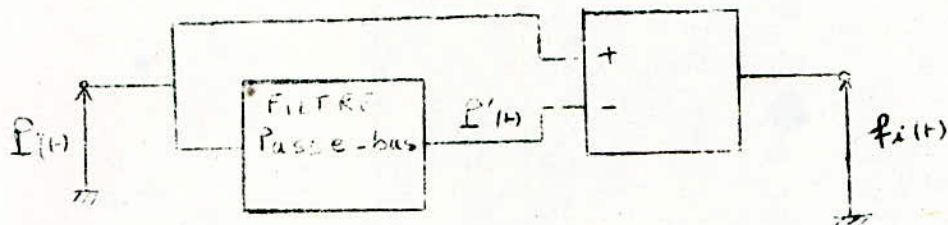


figure a.

filtrage passe-haut: (figure b)

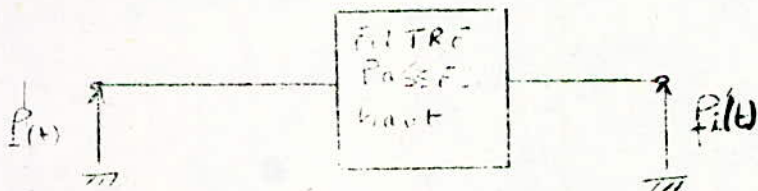
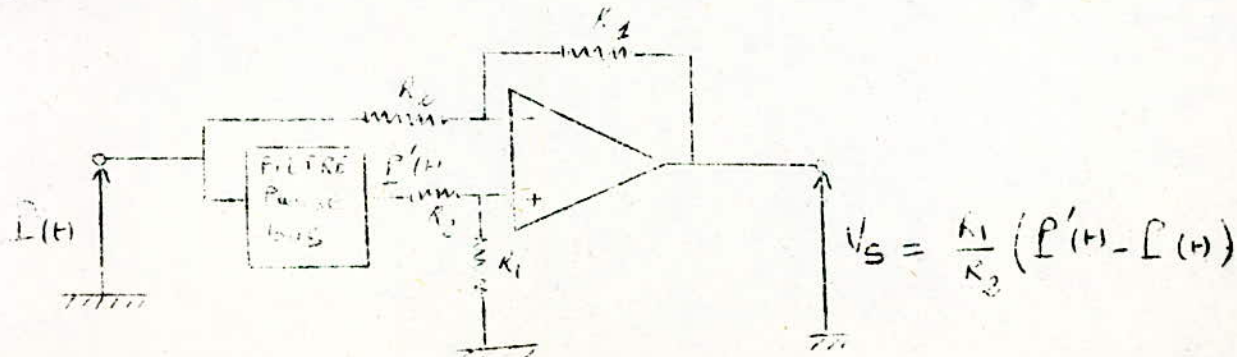


figure b.

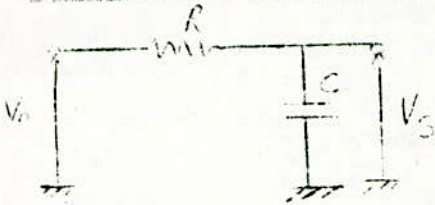
2.2.7 ETUDE DU FILTRAGE PASSE-BAS:

schema electrique de principe:



Plusieurs types de filtres passe-bas ont été étudiés :

A. FILTRE PASSE-BAS DU PREMIER ORDRE :



$$F_c = 1/2\pi RC$$

f_c = fréquence de coupure.

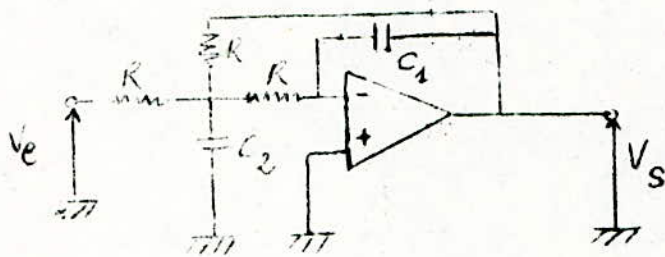
L'ordre du filtre ne nous permet pas d'avoir une assez grande sélectivité au voisinage de la fréquence de coupure. On est dans l'obligation d'utiliser un filtre passe-bas d'ordre deux.

B. FILTRE PASSE-BAS DU SECOND ORDRE :

Nous avons opté pour un filtre à contre réaction multiples (structure de RAUCH) du de sa simplicité de mise en œuvre et de son gain unité.

B.1 FILTRE PASSE BAS A CONTRE REACTION MULTIPLE :

schéma électrique :



$$F_c = 1/2\pi R^2 \sqrt{C_1 C_2}$$

$$k_{si} = 1.5 \sqrt{C_1 / C_2}$$

k_{si} = coefficient

d'amortissement

Après plusieurs choix de fréquences de coupure (entre 0.3 et 0.5 Hz). On s'est rendu compte qu'en sortie du montage général (figure a), on est dans l'incapacité d'obtenir $f_i(t)$ variant autour d'une valeur moyenne constante. Ceci étant dû au fait que le gain du filtre est légèrement supérieur à un. La caractéristique amplitude/fréquence n'est pas plate malgré le choix de $k_{si} = 0.7$ (réponse type BUTERWORTH). Les deux fonctions $P(t)$ et $P'(t)$ arrivant au différentiateur ont la forme de figure ci-dessous.

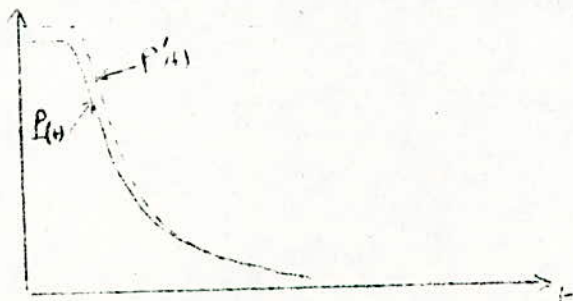
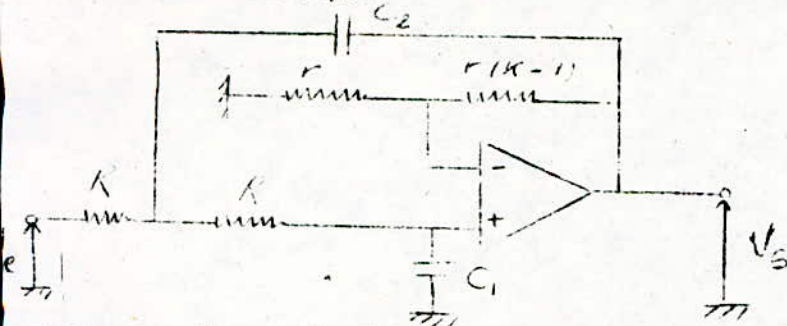


figure c.

Ainsi on est amené à changer la structure du filtre.

B.2 FILTRE PASSE-BAS A SOURCE CONTROLEE TYPE SALLEN-KEY:
 schéma électrique:

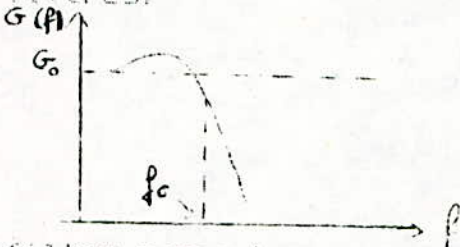


$$F_c = 1/2\pi \text{SQR}(C_1 C_2)$$

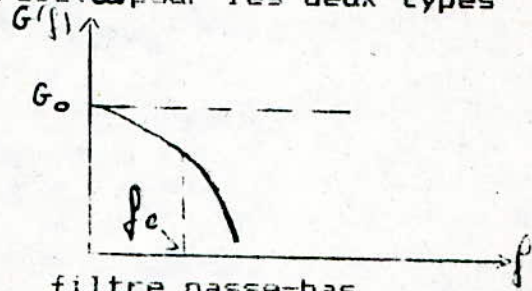
$$k_{si} = \text{SQR}(C_1 / C_2)$$

Malgré les calculs fait nous donnant un gain unite, on constate qu'en realite le gain est bien inferieur a 1 sur la bande de frequence utile. Pour differentes frequence de coupure prises (0.3-0.5Hz) et malgré les differentes valeurs de Ksi prises autour de 0.7, il est impossible d'avoir une superposition rigoureuse de $P(t)$ et $P'(t)$ pendant tout le temps de degonflage a l'entree du differentiateur. (Dans ce cas, on observe l'inverse de ce qui a ete observe precedemment).

Soit les courbes amplitude-frequence releves pour les deux types de filtres:



filtre passe-bas a contre reaction multiple



filtre passe-bas a source controlee

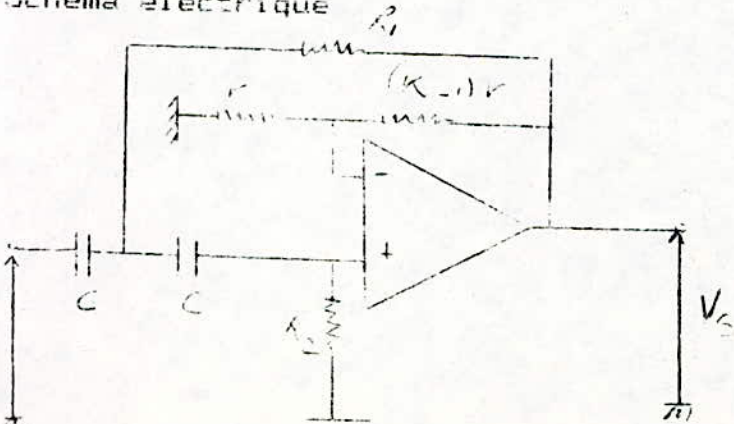
La solution restante est de filtrer $f_i(t)$ a l'aide d'un filtre passe haut.

2.2.8. ETUDE DU FILTRE PASSE-HAUT

La structure utilisee est un filtre passe haut du second ordre a source controlee type SALLEN-KEY du fait du nombre de compromis qu'il offre:

- relativement simple
- gain variable
- reponse amplitude-frequence plate pour $k_{si}=0.7$ (reponse type BUTTERWORTH)

Schema électrique



$$G_0 = k = 1.6$$

$$F_0 = 1/2\pi RC$$

$$k_{si} = (3-k)/2 = 0.7$$

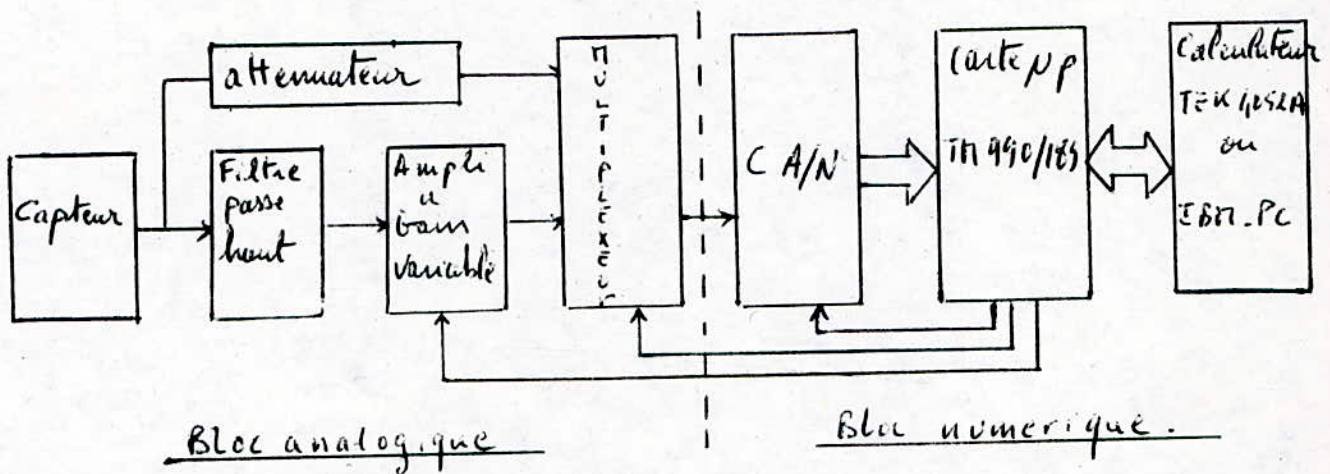
La fréquence de coupure du filtre choisie est de 1Hz (permet une extraction de $f_i(t)$ dans la majeure partie des cas)

CHAPITRE 3

INTRODUCTION

Dans ce chapitre nous presenterons les differents elements de la chaine d'acquisition realisee, grace auxquels les signaux $P(t)$ et $i(t)$ seront mis en forme, apres leur extraction, afin de pouvoir etre memorise et traite ulterieurement a l'aide du calculateur. La structure generale de la chaine d'acquisition est imposee par la methode d'extraction de $Y_i(t)$.

3.1 SCHEMA SYNOPTIQUE DE LA CHAINE D'ACQUISITION



On distingue deux principaux blocs, l'un ANALOGIQUE l'autre NUMERIQUE.
Le bloc NUMERIQUE peut se subdiviser en deux parties:
- acquisition et commande (realisee par la carte TM 990 189)
- traitement (realisee par le TEK 4052A)

3.2 BLOC ANALOGIQUE

3.2.1 LE CAPTEUR

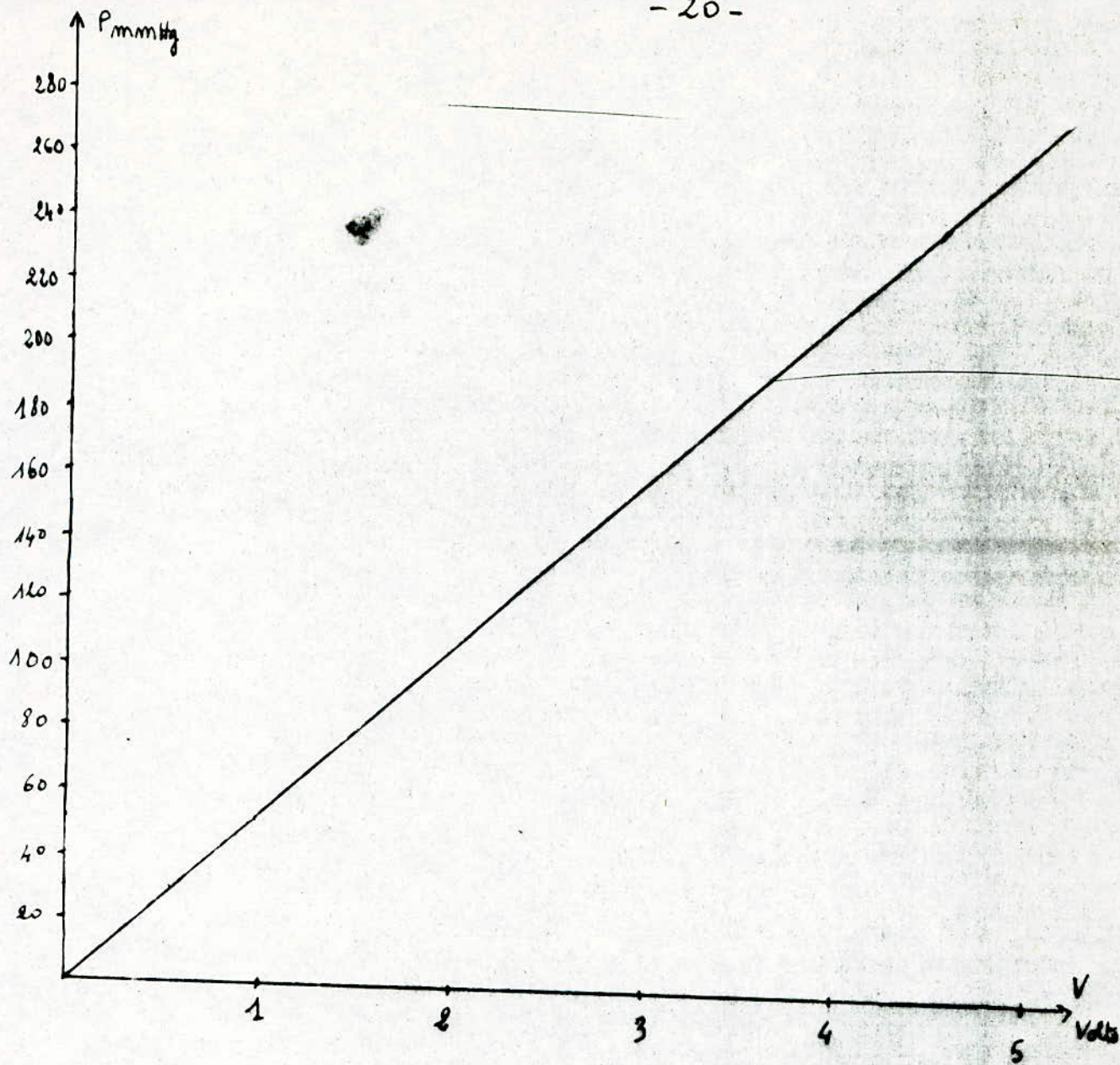
Le transducteur pression-tension utilise est le LX 1601D. Sa caracteristique pression-tension (figure 3.1) est lineaire de 0 a 320 mmHg, cependant elle presente un offset de 7,4 Volts qu'il faut eliminer pour eviter la saturation du reste de la chaine d'acquisition. Ceci est realisee par un additionneur qu'on positionnera en sortie du capteur. Ainsi la dynamique du signal de sortie du capteur ira de 0 a 5 Volts pour une variation de pression de 0 a 320 mmHg (voir figure 1 et schema electrique generale)

3.2.2 FILTRE PASSE-HAUT

Se referer au chapitre precedent (page 11, 12)

3.2.3 AMPLI A GAIN VARIABLE

Son utilisation est imposee pour 3 raisons:



caracteristique Pression-Tension du LX1601 G

figure 3.1

relation de transfert

$$P = K \cdot V$$

$$K = 53 \cdot 10^{-3}$$

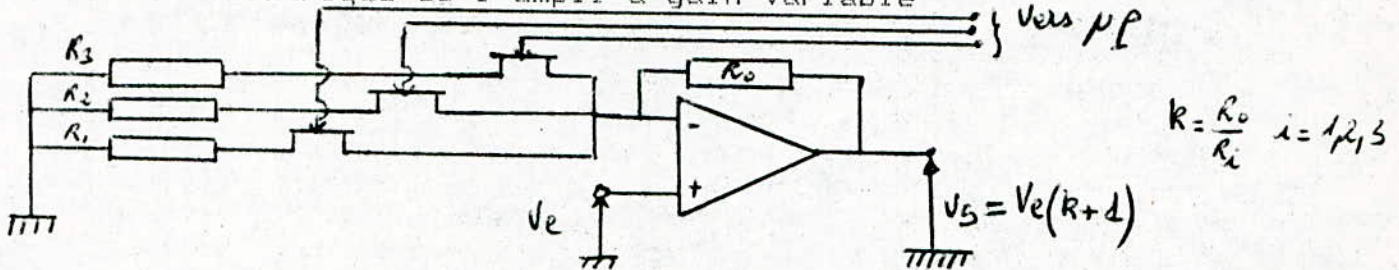
-L'amplitude maximale du signal physiologique $f_i(t)$ est fonction de l'individu. De ce fait elle présente une variabilité pour une population donnée.

-la valeur de la tension max a l'entree du CA/N est limite a 5 Volts.

-La precision sur l'acquisition du signal $f_i(t)$.

3 gammes de gain ont ete envisagees. Les valeurs des gains ont ete determinees apres sondage sur un echantillon de 100 personnes. les gains ainsi choisis permettent a l'amplitude max de $f_i(t)$ d'etre comprise entre 75 et 100 % de V_{ref} du CA/N (5 Volts).

schema electrique de l'ampli a gain variable



La premiere acquisition se fait avec un gain moyen, avec lequel on est susceptible, dans le cas d'un individu normal, de travailler sur la pleine plage d'entree du CA/N. Apres acquisition le micro processeur decide de la validite de l'acquisition selon l'amplitude maximum mesuree. Le choix du gain, dans le cas d'une nouvelle acquisition, sera tel qu'on travaillera toujours dans la pleine plage du CA/N.

3.2.4 ATTENUATEUR

la sortie du capteur, malgre l'elimination de l'offset, peut atteindre des tensions, lors du gonflage du brassard, superieures a 5 Volts. Une attenuation, realisee par un potentiometre, est donc prevu pour adapter le capteur a la plage de fonctionnement du CA/N.

3.2.5 MULTIPLEXEUR

La methode de determination de $P_s, P_d...$ impose la conversion simultanee des signaux $P(t)$ et $f_i(t)$. Cependant vu la frequence de conversion du CA/N et la vitesse d'evolution de $f_i(t)$ et $P(t)$ un CA/N associe a un multiplexeur analogique suffit pour repondre aux besoins. Le multiplexeur utilise est constitue de deux switchs appartenent au CD 4066.

commande	entree	Sortie
H	H	H
B	H	B

* H : niveau haut
B : niveau bas

table de verite

3.2.6 ECHANTILLONNEUR BLOQUEUR

Cet element n'apparait pas sur synoptique. Cependant il est, dans un grand nombre d'applications associe au CA/N. Dans notre realisation il ne sera pas utilise vu que les signaux etudies presentent des variations, pendant le temps de conversion, inferieur a 1 quantum ($q=20$ mV)

En effet:

Le signal $f_i(t)$ peut etre approxime sur une periode a une sinusoide d'expression:

$$Y=ASIN(W T)$$

Le taux d'accroissement pendant le temps de conversion

$$dY/dT=AWCOS(W T)$$

$T=100$ micro secondes $\implies WT \ll 1 \implies \cos(W T)=1$

Le spectre de frequences de $f_i(t)$ est compris entre $0.7 < F < 3.5$ Hz

L'amplitude max pouvant etre atteinte par $f_i(t)$ est de 5 Volts
Si on se met dans les conditions de travail les plus defavorables la variation dY sera : $dY=T.W.A=11$ mV $< q$

Pour ce qui est de $P(t)$, la fuite est choisie tel que la variation de $P(t)$ pendant une periode de conversion soit inferieur a un quantum.

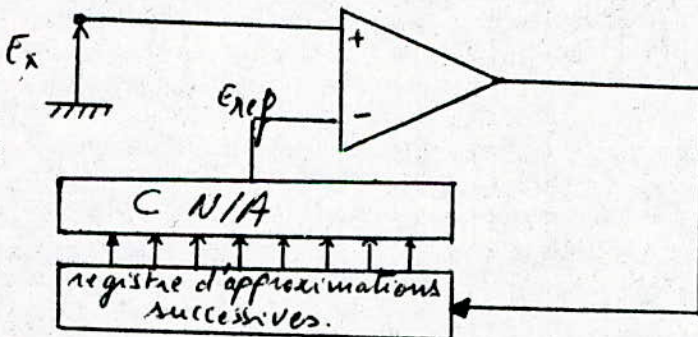
Ainsi la presence d'un E/B avant le CA/N est inutile dans notre cas.

3.3 BLOC NUMERIQUE

3.3.1 CONVERSION ANALAGIQUE-NUMERIQUE

Le CA/N utilise est l'ADC 804. C'est un convertisseur a approximations successives base sur le principe de la pesee successive jusqu'a equilibrage.

schema de principe



Principe de fonctionnement

La grandeur analogique a convertir E_x est comparee a une grandeur numerique de reference sur N bits, E_{ref} .

Au depart seul le MSB est a 1

$$E=E_x-E_{ref}$$

- a- $E < 0$ le msb est positionne a 0
la grandeur de reference est superieur a E_x
- b- $E > 0$ le msb est positionne a 1
la grandeur de reference est inferieur a E_x
- c- $E=0$ fin de la conversion
la grandeur de reference egale la grandeur E_x .

La cycle est repetee en positionnant le bit suivant de poids inferieur jusqu'a obtention de $E=0$.
Ainsi on aura a positionner un maximum de N bits (N= nombre de bits exprimant Eref)

Caracteristique du CA/N utilise :

-La plage d'entree s'etend de 0 a 5 Volts

-Eref=5 V

-resolution $q=Eref/2^N$ $q=20$ mV

-Le temps de conversion choisi est de 100 μ secondes

-La precision est de plus ou moins 1/4 de 1sb

Le CA/N utilise presente 4 signaux de controle lui permettant d'etre interface a un systeme a micro processeur.

Signaux de controle:

CS: il permet la selection du CA/N

WR: permet le lancement de la conversion

RD: permet la lecture d'informations binaires en sortie du CA/N

INTR: indique la fin de la conversion et de l'autorisation de lecture par un peripherique de la donnee convertie.

la commande de l'ampli a gain variable ,du multiplexeur et du CA/N se fera a l'aide de la carte TMS 990/189.

3.4 PRESENTATION DE DE LA CARTE TM 990-189 (5)

Elle est batie autour d'1 micro processeur travaillant sur 8/16 bits, le TMS 9980A. Elle peut fonctionner de facon independante ou en liaison avec des peripheriques externes.

Elle est constituee essentiellement de 4 blocs:

-le micro processeur TMS 9980A

-3 interfaces programmables (2 TMS 9901 +1 TMS 9902)+ 1 extension peripherique hors carte.

-blocs memoires RAM et ROM

-peripherique (clavier + visu)

ARCHITECTURE

-bus de donnees sur 8 bits de D0 a D7 (D0:msb, D7:lsb)

-bus d'adresses; 14 lignes de A0 a A13/CRUOUT (A0:msb , A13:lsb)

bus de controle :

E (validation ecriture

memoire), READY, DRE, INTX, HOLD, HOLDA, IAQ, FI3, MEMEN

(validation acces memoire)

Specificites

-le TMS 9980A est un pseudo 16 bits

-La notion d'espace de travail donne la possibilite de subdiviser une tache complexe en un grand nombre de taches simples en definissant a chaque une un espace de travail propre WP.

-CRU: il permet l'emission et la reception sur le port d'entree-sortie de donnees de 1 a 16 bits en serie ou parrallele.

voir le schema fonctionnel de la carte sur la figure 3.2

3.4.1 ETUDE DES ENTREES-SORTIES DE LA CARTE TM en vude :

-la commande des differents elements de la chaine d'acquisition (CA/N, multiplexeur, ampli a gain variable)

-sauvegarde des informations converties par le CA/N

L'une des principales caractéristiques d'un système à micro processeur est sa capacité de communication; plus elles sont développées plus il pourra y avoir de possibilité d'échange entre le processeur et les périphériques.

3 types d'entrées-sorties (E/S) sont disponibles au niveau de la carte:

3.4.1.1 E/S COMMANDES PAR PROGRAMMES (7)

Definition

C'est la méthode la plus simple de contrôle. Un programme en mémoire gère les communications et échanges de données entre processeur et les périphériques.

On est cependant limité aux vitesses d'échanges moyennes.

Au niveau de la carte TMS deux types d'entrées-sorties contrôlées par programme peuvent être distinguées

Entrelacement avec la mémoire:

Dans ce cas le périphérique doit posséder une grande partie des caractéristiques d'une mémoire. Il doit reconnaître son adresse lorsqu'elle est émise sur le bus d'adresse accompagnée du signal de validation mémoire MEMEN.

De plus si le périphérique est en mesure de d'émettre et recevoir des données, il doit pouvoir identifier les cycles de lecture et d'écriture du processeur et lui répondre de façon adéquate en émettant ou en recevant les données sur le bus.

Un problème de synchronisation risque d'apparaître, on pourra le contourner à l'aide du signal READY que la logique de d'interface ne laissera apparaître que lorsque les données auront été émises ou reçues.

C'est ce mode d'adressage que nous utiliserons pour la liaison CA/N carte TMS.

C-R-U: (registre communication série) (6)

Le CRU est une caractéristique intrinsèque à l'architecture de la famille TMS 9900. Il permet le transfert de données séries et utilise une interface spécifique indépendante du bus de données et sans interaction avec la gestion du système mémoire.

definition de l'interface CRU:

Le TMS 9901 se connecte à l'unité centrale par l'intermédiaire du bus CRU constitué par 3 lignes.

-CRUIN: permet la réception de données séries

-CRUOUT: permet l'émission de données séries

-CRUCLK: permet l'échantillonnage des informations à leur sortie.

Les données lues par le processeur sont échantillonnées par la phase d'horloge FI 3.

Cinq lignes d'adresse à l'entrée (S0 à S4) permettent d'adresser 32 bits CRU internes au TMS 9901.

REMARQUE:

Dans le cas d'échanges de données avec l'extérieur par le biais du CRU, la ligne d'adresse A13 est confondue avec CRUOUT.

Le TMS 9901 bénéficie d'une horloge temps réel interne, grâce à

laquelle la mesure ou la generation d'intervalles de temps est possible, et de la possibilite de recevoir des interruptions (6 niveaux d'interruption sont reconnus par le TMS 9980A)

Le passage du mode d'E/S-INTERRUPTION au mode horloge se fait a l'aide du bit de controle. figures 3.4, 3.5.

ADRESSAGE CRU

L'adresse de base CRU est geree de facon logicielle. Elle est placee dans le registre 12 de l'espace de travail de la tache en cours. Seuls les bits 4 a 14. sont utilises par le CPU pour obtenir l'adresse CRU materielle. Pendant l'execution d'une instruction CRU, l'adresse de base CRU est presentee sur les lignes d'adresse A2 a A12.

Ainsi a partir d'une adresse fixee on peut adresser un maximum de 16 bits. Les informations sur les pins du TMS 9901 peuvent etre represente sous forme serie ou "parallele".

La souplesse et la facilite de programmation du CRU nous facilitera la commande du multiplexeur et de l'ampli a gain variable.

3.4.1.2 E/S CONTROLEES PAR INTERRUPTIONS:

Dans ce cas c'est le peripherique qui prend l'initiative d'echange d'informations avec le micro processeur. Lorsqu'il veut etre pris en compte quelque soit le programme en cours, il emet une demande d'interruption, le processeur a ce moment sauvegarde un volume d'information suffisant pour pouvoir revenir plus tard a la tache ainsi interrompue. Puis il opere un changement de contexte en se branchant au programme associe a l'interruption prise en compte.

Au niveau du TMS 9901, lorsque le bit de controle est a 0 l'information lue sur les adresses 1 a 15 (correspondant au bits INT1 a INT15) sera pris comme interruption. L'information ecrite correspondra a un masquage (MASQUE1 a MASQUE 15).

3.4.1.3 E/S PAR ACCES DIRECT MEMOIRE:

Ce mode permet le transfert de paquet de donnees a vitesse elevee sans interaction avec l' unite centrale. La duree de l'echange est directement fonction du temps acces memoire. Ici la rapidite se paye au prix d'une plus grande complexite des circuits d'E/S.

3.4.2 LIAISON CA/N INTERFACE EXTENSION DE BUS

Le CA/N utilise dispose d'un bus de donnees (D0 a D7), d'un bus d'adresse lui permettant d'etre selecte (CS), et d'un bus de controle (WR, RD, INTR). La gestion de toutes ces lignes par le TMS 9901 risque d'etre lourde. Le CA/N sera cable avec la carte de tel sorte qu'il sera adresser comme une memoire.

Le mode entrelacage avec la memoire sera choisi comme mode de liaison.

3.4.3 EXTENSION DE BUS DE LA CARTE TM 990-189

L'adresse des peripheriques hors carte est situe entre 1000 et 2FFF. (figure 3.3)

L'extension de bus hors carte est realisee grace a l'interface d'extension de bus, liee au connecteur P4, qui genere les signaux amplifies:

DEC1, CRUENA, MEMEN, AB a A13, WE, DBIN, ...

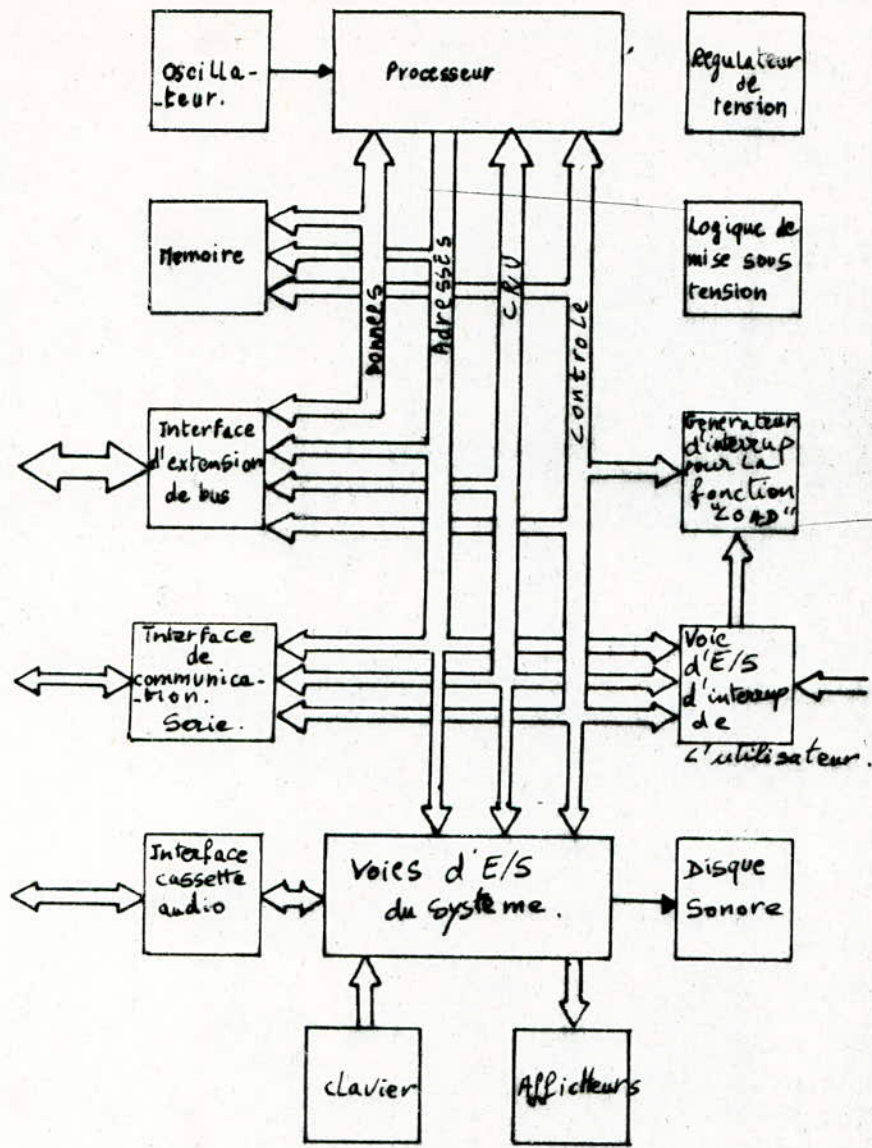
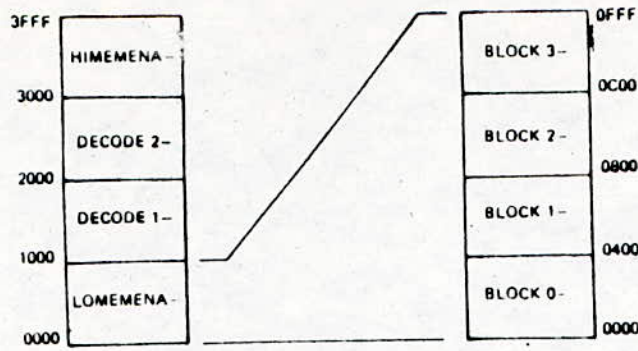


Figure 3.8-

Schema fonctionnel de la carte TI 990/189



SIGNAUX DE PARTITION DE LA MEMOIRE

figure 3-3

DECODAGE DES ADRESSES MEMOIRE

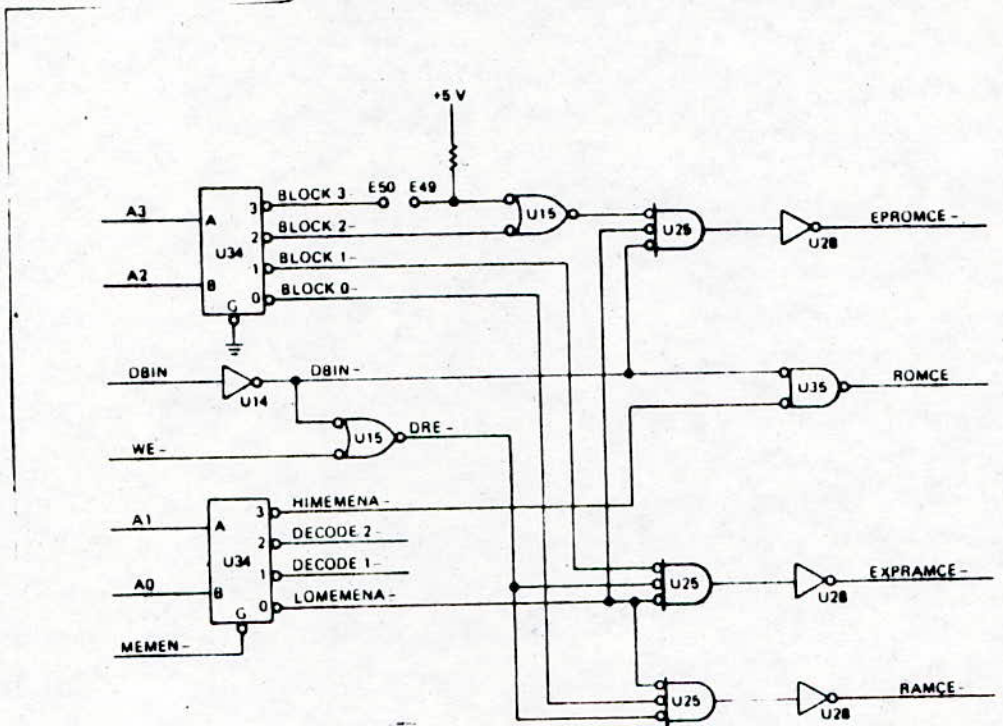


figure 3-6

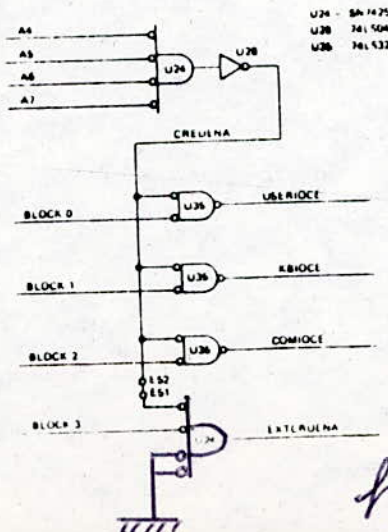


figure 3.7.

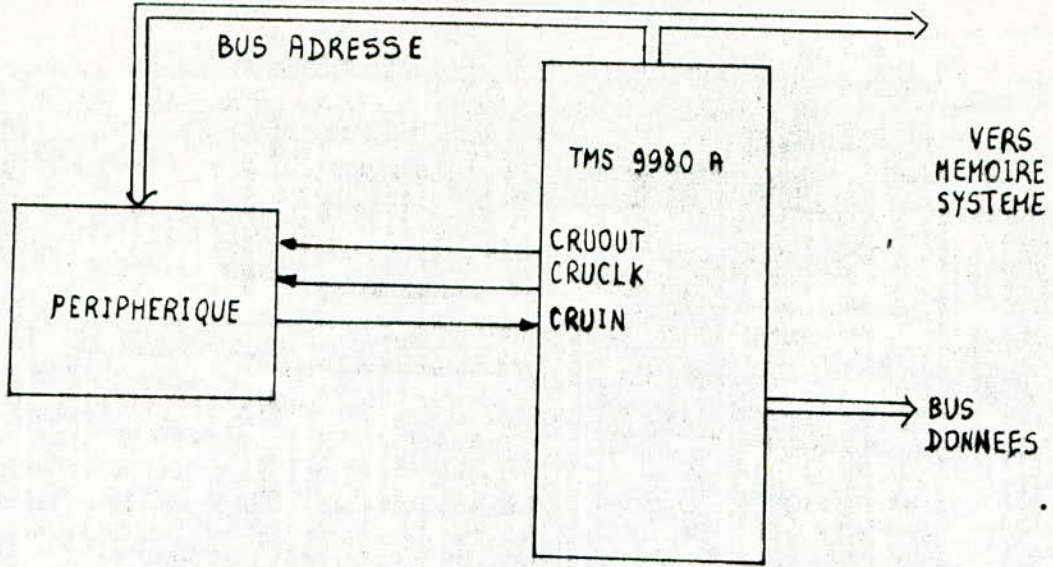


figure 3.4

PRINCIPE GENERAL DU MODE DE COMMUNICATION SERIE

LOGIQUE D'INTERRUPTIONS

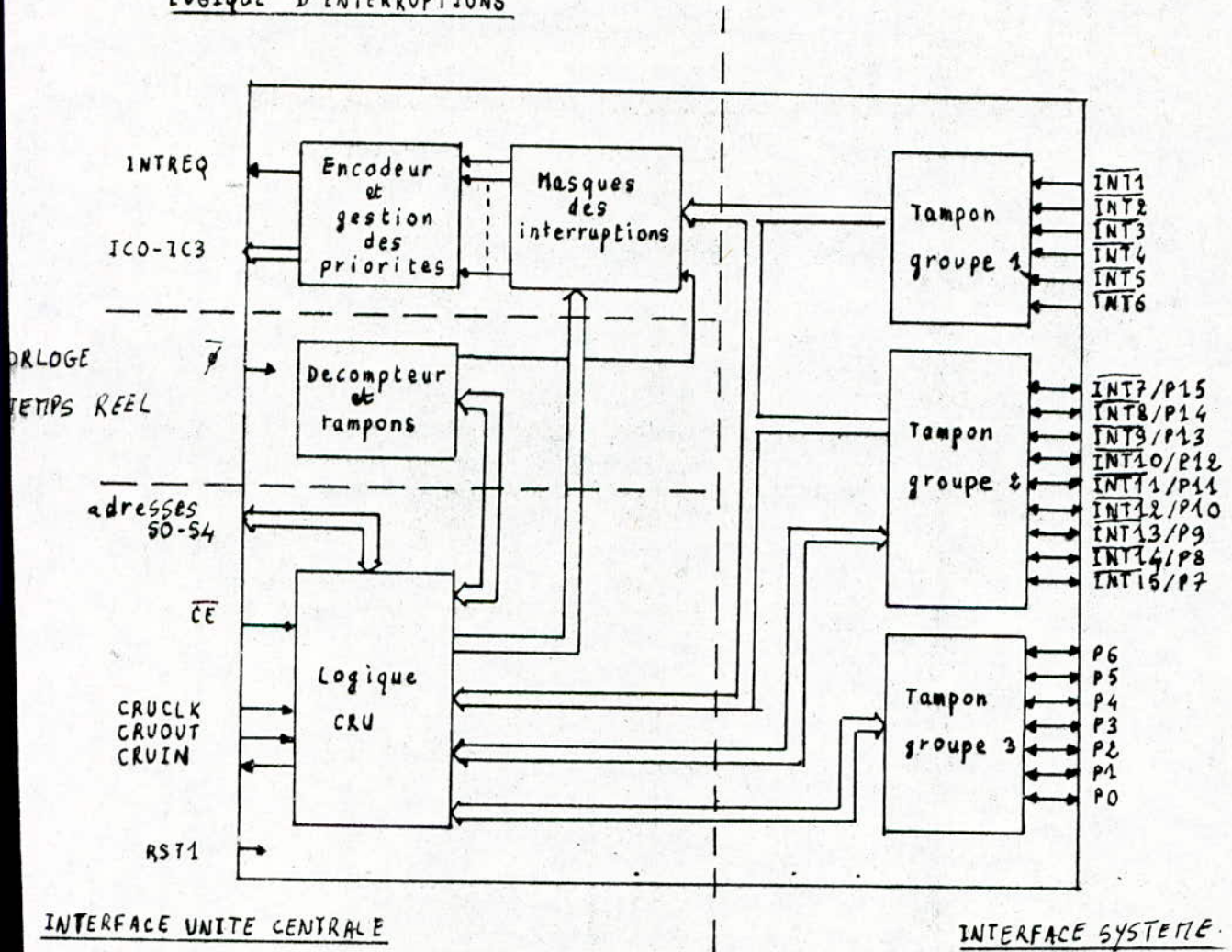
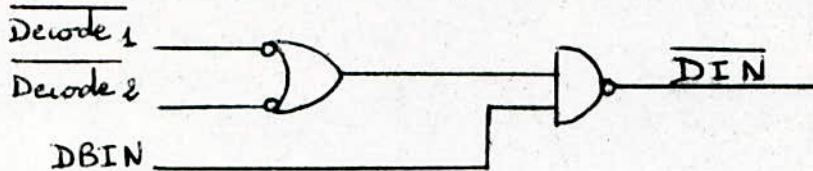


figure 3.5

SCHEMA BLOC du TMS 9980 A

Le sens de fonctionnement de l'extention est controle par le signal DIN combinaison des signaux DEC1,DEC2,DBIN.



Les buffers (74LS245) bidirectionnels fonctionnent en entree lorsque DEC1 ou DEC2 est a l'etat bas et DBIN a l'etat haut, ce qui permet ainsi au processeur de lire les donnees des memoires hors carte. Dans les autres cas ils sont configures en sortie ou inhibe dans le cas de la DMA.

La methode utilise pour valider le CA/N lorsque son adresse est emise est l'adressage decode. L'adresse affectee au CA/N est > 1C38 car elle permet l'utilisation de certain circuit existant sur la carte TMS cela afin de simplifier au maximum le circuit de decodage

Lors de l'emission de l'adresse du CA/N sur le bus d'adresse on aura :

A0	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	A11	A12	A13
0	1	1	1	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0

DEC1 BLOC3
CRUENA

-DEC1: resulte de la combinaison logique de A0 et A1 grace a U34

-BLOC3: resulte de la combinaison logique de A2, A3 grace a U34

-CRUENA: resulte de la combinaison logique de BLOC3, A4, A5, A6, A7
voir figure 3.6 et 3.7

Pour valider l'adresse du CA/N il suffira de prelever sur P4: DEC1, CRUENA, MEMEN, A8 a A13, ainsi que WE et DBIN qui correspondent respectivement au ordre d'écriture et de lecture. (voir figure 3.8 schema electrique du decodage d'adresse du CA/N

3.4.4 CONTROLE DE L'ADC 804 PAR LA CARTE

La conversion est enclenchee lorsque le micro processeur demande une ecriture en memoire a l'adresse > 1C38. Une fois la conversion terminee le CA/N informe le micro processeur par le biais de INTR de la fin de la conversion, des lors le micro processeur charge la valeur convertie dans une case memoire en RAM systeme.

3.5 LIAISON CARTE TM-CALCULATEUR HOTE

Le synoptique de la chaine presentee fait apparaitre une liaison entre la carte TM 990-189 et un calculateur hote (TEK 4052A ou M24). Le but d'une telle liaison est double .

-Test et mise au point des algorithmes de traitement d'une maniere plus aisee du fait de l'utilisation de langage evolue dote d'instructions graphiques.

-Utilisation de la memoire de masse du calculateur afin de se constituer une base de donnees.

Le support de communication entre les deux systemes est realise a l'aide d'une liaison RS 232C par le biais de laquelle les informations sont transmises sous forme serie. Les deux systemes (carte TM TEK 4052A) communiquent en full duplex; ils peuvent emettre et recevoir des donnees simultanement.

Deux types d'informations sont vehiculees par cette liaison:

- les informations utiles (donnees)
- les informations servant a la synchronisation des deux systemes.

(voir annexe tableau 1)

Sur la carte, un port d'E/S specialise, le TMS 9902, assure l'interfacage entre le processeur et la liaison serie asynchrone RS 232C. Il est relie au processeur de la carte par le bus CRU.

Les parametres de transmission tel:

- la vitesse de transmission
- la parite

-nombre de bit exprimant l'information utile

seront initialises, avant l'etablissement de la communication, au niveau du calculateur hote et de la carte TM.

L'envoi des donnees de la carte vers le calculateur hote peut etre realise par deux types d'instructions:

-instructions CRU

-utilitaires (sous programmes realisant des operations d'E/S qu'on appelle par le biais des operations etendues XOP)

La communication a l'aide d'instructions CRU aura ete prefera a l'emploi l'utilitaires: le temps d'execution d'une instruction XOP 12 est d'environ 0.25 alors qu'il est de quelques 100 ~~ns~~ pour un instruction CRU.

Les donnees a envoyer sont sur 8 bits. Le TEK 4052A ne possedant pas d'ASCII etendu, on est amene alors a coder la donnee en deux caracteres ASCII:

-l'un identifiera les 7 bits de poids faible

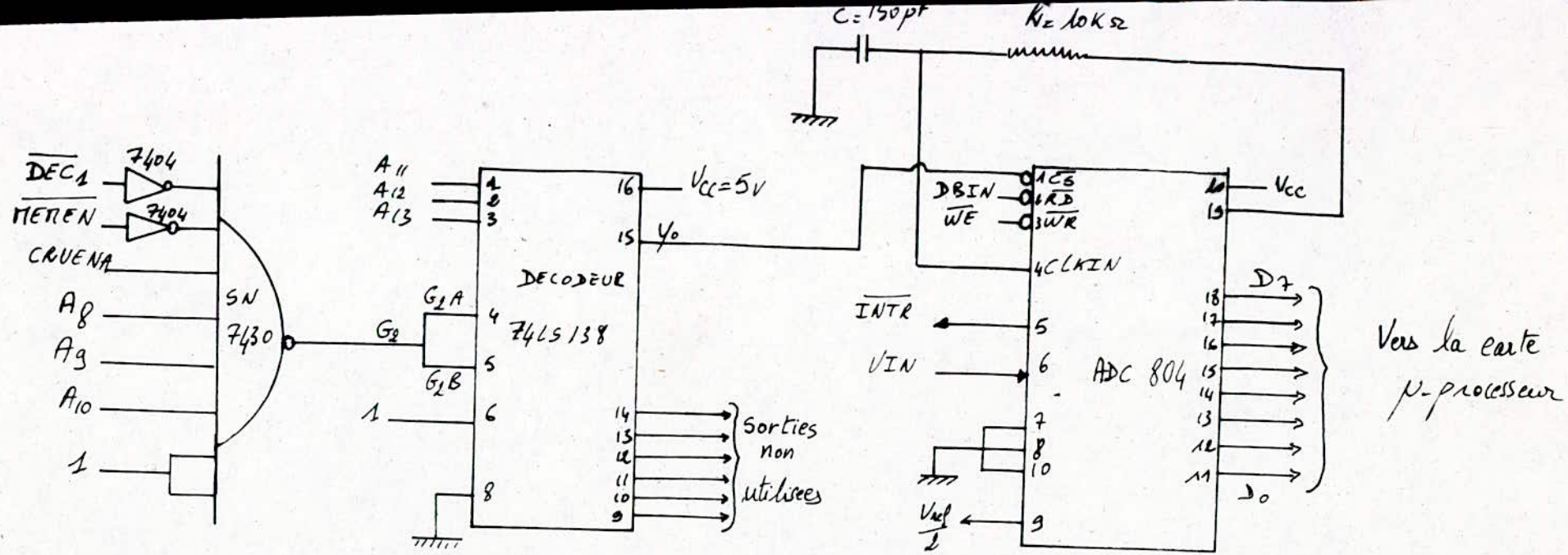
-l'autre pour l'identification de l'etat du 8ieme bit

-Dans le cas d'une liaison carte TM-calculateur possedant l'ASCII etendu (exemple IBM PC), chaque information sera envoyee directement sous forme d'un seul caractere ASCII.

La reception des donnees par le calculateur peut se faire de deux manieres:

-ecriture sur fichier: le calculateur ouvre un fichier ou les donnees seront directement sauvegardees et lues par la suite.

-reception et manipulation des donnees a l'aide d'instructions d'E/S en langage evolue.



* $\begin{cases} D_7 = \text{MSB} \\ D_0 = \text{LSB} \end{cases}$

circuit de decodage adresse

- figure 3.8 -

CHAPITRE 4

INTRODUCTION

Ce chapitre traitera de la methode de detection de l'enveloppe du signal physiologique ainsi que des differents algorithmes mis au point pour la detection des parametres de la pression arterielle. Le choix de l'un des algorithmes sera impose par:

- sa facilite de transplantaion sur carte **PP** de bas niveau
- son temps d execution minimal
- son occupation memoire reduite

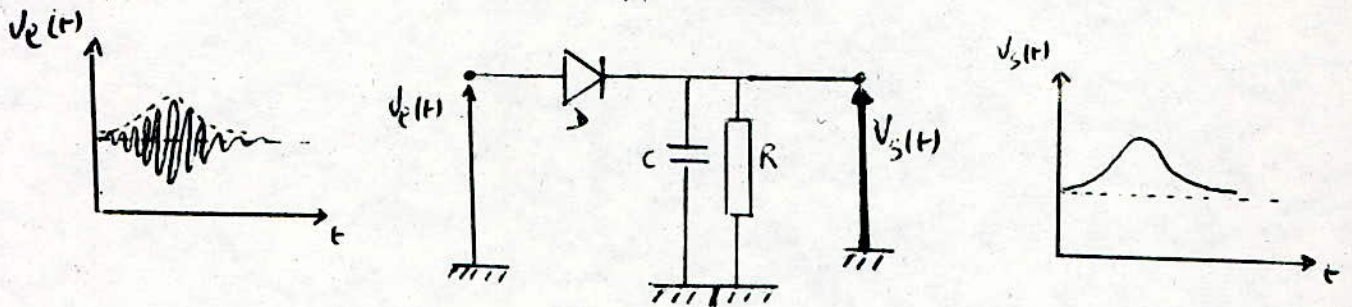
Pour facilite le choix et la validite des methodes presentees, une base de donnees constituee des differents signaux et informations ((Ps, Pd) mesures avec stetoscope, P(t), fi(t)) a ete etablie . (100 cas)

l'information a traite etant l'enveloppe du signal fi(t) son extraction sera assuree par un detecteur d'enveloppe impante sur calculateur .

detecteur d'enveloppe

Le signal physiologique fi(t) peut etre considere comme un signal module en amplitude avec une composante HF, fi(t), et une composante BF, l'enveloppe du signal physiologique (qu'on appellera V(t)).

Pour recuperer V(t) il faudra donc faire une detection a l'aide d'un discriminateur d'enveloppe



Le discriminateur presente ci-dessus sera realise par calculateur .

- Le redressement consistera en la mise a 0 de toutes les valeurs, de fi(t) inferieures a 2 volts. Ces 2 volts correspondent a la valeur d'offset ajoutee a fi(t) pour la situer sur la plage de fonctionnement du DA/N.
- le filtrage est assure par un filtre numerique passe-bas d'ordre 2.

4.1 STRUCTURE DU FILTRE NUMERIQUE REALISE

Pour la synthese du filtre nous avons utilise la methode de l'invariance impulsionnelle et la transformation bilineaire. **(8)** Cette methode nous permettra de beneficier:

- de la meme reponse , au points d'echantillonnage, que le filtre analogique associe
- beneficier d'une reponse amplitude frequence se rapprochant

- le plus possible de celle observée pour le filtre analogique associé
- bénéficier d'un temps de calcul court relativement aux autres méthodes de synthèse
- d'une facilité de mise en forme et de programmation de l'équation de récurrence du filtre

La fonction de transfert du filtre analogique à convertir est donnée par :

$$G(s_n) = \frac{1}{1 + 2\zeta s_n + s_n^2}$$

$$s_n = j(\omega/\omega_0)$$

ω_0 = fréquence de coupure

$\zeta = KSI$ = coefficient d'amortissement

Par le biais de la transformation bilinéaire on pose :

$$s_n = K(Z-1)/(Z+1)$$

K exprime le facteur d'adaptation en fréquence (son rôle est l'élimination des distorsions sur l'axe des fréquences). Il permet de faire correspondre les réponses en fréquence du filtre analogique pour $\omega_a = \omega_{a0}$ et du filtre numérique pour $\omega_d = \omega_{d0}$. Il sera fixé en établissant une correspondance entre les fréquences de coupure à -3 dB des filtres analogique et numérique.

$$K = 1 / (\tan(\omega_d/2 \cdot T_e)) = 3650$$

ω_d : pulsation de coupure du filtre numérique $\omega_d = 0,3 \cdot \pi$

T_e : fréquence d'échantillonnage du signal physiologique (30 Hz)

Après avoir remplacé s_n dans la fonction de transfert normalisée on aboutit à l'équation de la fonction de transfert du filtre numérique :

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = G(z) = \frac{z^2 + 2z + 1}{Az^2 + Bz + C}$$

$$A = 1 + 2\zeta K + K^2$$

$$B = 2[1 - K^2]$$

$$C = 1 - 2\zeta K + K^2$$

On en déduit la relation de récurrence à implanter sur calculateur :

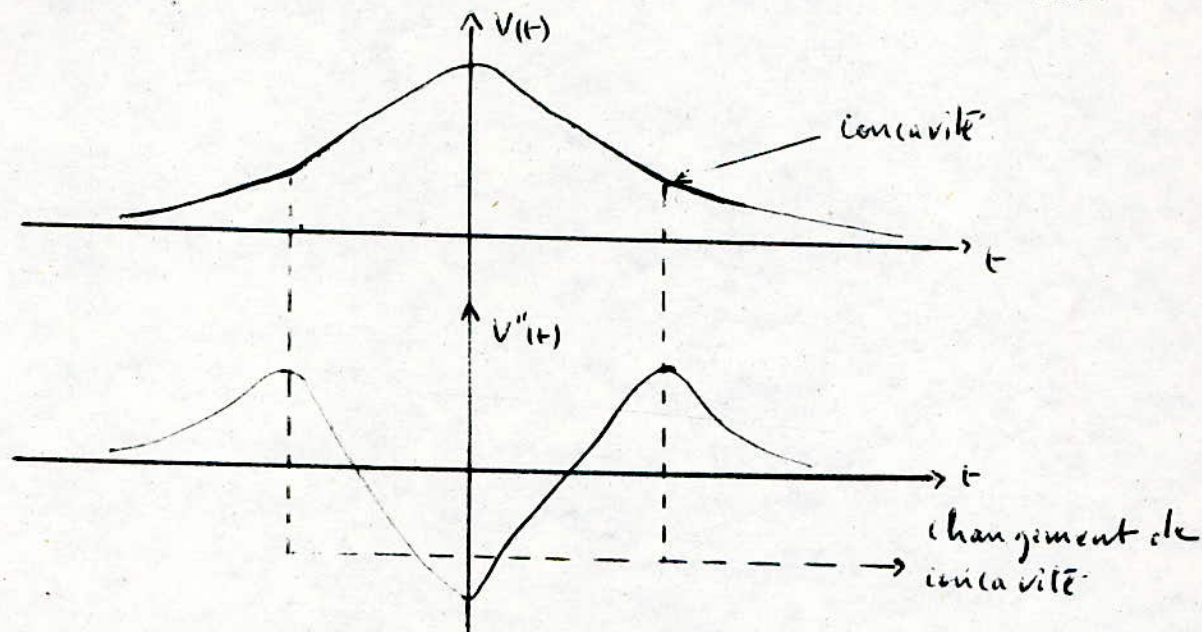
$$Y(n) = \frac{1}{C} [X(n) + 2X(n-1) + X(n-2) - AY(n-2) - BY(n-1)]$$

Le coefficient d'amortissement KSI sera choisi = 0.7

4.2 ALGORITHME DE TRAITEMENT DU SIGNAL PHYSIOLOGIQUE

Dans le but de déterminer les 3 paramètres de pression artérielle Ps, Pm, Pd à partir de l'enveloppe du signal $f_i(t)$, on a été amené à chercher un critère mathématique permettant la détermination des changements de pente de la courbe du signal. Ps et Pd, Pm seront directement déduits de la courbe.

L'étude du trace de la courbe d'enveloppe nous permet de remarquer que les concavités recherchées correspondent aux deux Max de la dérivée seconde de la fonction. (figure ci-dessous)



Les algorithmes de traitement du signal d'enveloppe seront basés sur la détermination de la dérivée seconde du dit signal.

4.2.1 OBTENTION DE LA DERIVÉE DE V

Les différentes méthodes employées pour aboutir à V'' reposent essentiellement sur l'approximation de la courbe étudiée par un polynôme et l'utilisation de l'interpolation.

4.2.2 METHODE DES ACCROISSEMENTS FINIS [9]

Si (X_1, \dots, X_n) sont les valeurs de la variable X et (Y_1, \dots, Y_n) sont les valeurs de la variable Y tel que $Y_i = V(X_i)$ et $X_{i+1} = X_i + h$ alors:

$$y'(x) = \lim_{h \rightarrow 0} \frac{y(x+h) - y(x)}{h}$$

Dans notre cas en prenant un pas très petit on aura:

$$y'(x) = \frac{y(x+h) - y(x)}{h}$$

En prenant $h=1$ on aura $Y'(X) = Y(X+1) - Y(X)$

$$Y''(X) = Y'(X+1) - Y'(X)$$

Ce qui donne :

$$Y''(X) = Y(X+2) - 2Y(X+1) + Y(X)$$

4.2.3 METHODE DE TAYLOR [9]

Le développement de la fonction $F(X+h)$ par la méthode de TAYLOR

jusqu'à l'ordre N donné :

$$f(x+h) = f(x) + \frac{1}{1!} h f'(x) + \frac{1}{2!} h^2 f''(x) + \dots + \frac{1}{n!} h^n f^{(n)}(x)$$

En faisant un développement limité du deuxième ordre on obtient :

$$f(x+h) = f(x) + h f'(x) + \frac{h^2}{2} f''(x)$$

$$f(x-h) = f(x) - h f'(x) + \frac{h^2}{2} f''(x)$$

D'où :

$$f''(x) = \frac{f(x+h) - 2f(x) + f(x-h)}{h^2}$$

Pour h=1 on tire :

$$f''(x) = f(x-1) - 2f(x) + f(x+1) \quad (\text{sur 3 points})$$

En suivant le même raisonnement pour 5, 7 et 9 points on obtient :

$$f''(x) = f(x-2) + f(x-1) - 4f(x) + f(x+1) + f(x+2) \quad \text{pour 5 points}$$

$$f''(x) = f(x-3) + \dots - 6f(x) + \dots + f(x+3) \quad \text{Pour 7 points}$$

$$f''(x) = f(x-4) + \dots - 8f(x) + \dots + f(x+4) \quad \text{pour 9 points.}$$

4.2.4 METHODE DE FOURIER [10]

Si F(x) est périodique de période 2L, son développement en série de FOURIER dans l'intervalle [a, a+2L] est :

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{j=1}^m (a_j \cos(j\pi x/L) + b_j \sin(j\pi x/L))$$

$$a_0 = \frac{1}{L} \int_a^{a+2L} f(x) dx$$

$$a_j = \frac{1}{L} \int_a^{a+2L} f(x) \cos(j\pi x/L) dx, \quad b_j = \frac{1}{L} \int_a^{a+2L} f(x) \sin(j\pi x/L) dx$$

Sous forme discrète :

$$a_0 = \frac{1}{L} \sum_{i=a}^{a+2L} f(x)$$

$$a_j = \frac{1}{L} \sum_{x=a}^{a+2L} f(x) \cos(j\pi x/L), \quad b_j = \frac{1}{L} \sum_{x=a}^{a+2L} f(x) \sin(j\pi x/L)$$

Dans notre cas on a :

$$X = (1, \dots, N) \quad F(i) = Y(i)$$

$$a=1 \text{ et } a+2L=N$$

4.3 DERIVATION DU POLYNOME D'INTERPOLATION DE LAGRANGE [11]

La méthode de Lagrange s'applique pour des points équidistants.

Soient les points X_0, X_1, \dots, X_n tel que:

$$X_{i+1} - X_i = h \quad i=0, 1, \dots, n-1$$

Soient les valeurs connues $Y_i = Y(X_i)$

Le polynome d'interpolation de LAGRANGE pour les points X_i est:

$$L_n(x) = \sum_{i=0}^n \frac{(-1)^{n-i} y_i}{i! (n-i)!} \left[\frac{q(q-1)\dots(q-n)}{q-i} \right] \quad \text{avec } q = \frac{x-x_0}{h}$$

$$y''(x) \approx L_n''(x) = \frac{1}{h^2} \sum_{i=0}^n \frac{(-1)^{n-i} y_i}{i! (n-i)!} \cdot \frac{d^2}{dq^2} \left\{ \frac{q(q-1)\dots(q-n)}{q-i} \right\}$$

Pour $h=1$ et $X=X_m$: $y''(x_m) = \sum_{i=0}^n \frac{(-1)^{n-i} y_i}{i! (n-i)!} \cdot \frac{d^2}{dq^2} \left\{ \frac{q(q-1)\dots(q-n)}{(q-i)} \right\} \Big|_{q=m}$

4.4 DERIVATION DU POLYNOME D'INTERPOLATION DE NEWTON [12]-[13]

Soit F une fonction definie pour N abscisses distinctes

X_1, X_2, \dots, X_n ou elle prend les valeurs $Y_i = F(X_i)$

Avec $X_{i+1} - X_i = h \quad i=1, 2, \dots, n$

Le polynome d'interpolation de NEWTON est donne par:

$$P(x) = A(1) + A(2)(x - x(1)) + \dots + A(n)(x - x(1)) \dots (x - x(n-1))$$

$$A(1) = y(1)$$

$$A(2) = \Delta y_1 / h$$

$$A(3) = \Delta^2 y_1 / (2! h^2)$$

⋮

$$A(n) = \frac{\Delta^{n-1} y_1}{(n-1)! h^{(n-1)}}$$

Avec:

$$\Delta Y_1 = Y_2 - Y_1$$

$$\Delta^2 Y_1 = \Delta Y_2 - \Delta Y_1$$

$$\Delta^3 Y_1 = \Delta^2 Y_2 - \Delta^2 Y_1$$

$$\Delta^4 Y_1 = \Delta^3 Y_2 - \Delta^3 Y_1$$

⋮

$$Y_2 = Y_3 - Y_2$$

$$\Delta^2 Y_2 = \Delta Y_3 - \Delta Y_2$$

$$\Delta^3 Y_2 = \Delta^2 Y_3 - \Delta^2 Y_2$$

$$\Delta Y_3 = Y_4 - Y_3$$

$$\Delta^2 Y_3 = \Delta Y_4 - \Delta Y_3$$

$$\Delta Y_4 = Y_5 - Y_4$$

En posant:

$$C_1 = 1$$

$$C_2 = (X - X(1)) = C_1 (X - X(1))$$

$$C_3 = (X - X(1)) (X - X(2)) = C_2 (X - X(2))$$

$$C_4 = C_3 (X - X(3))$$

⋮

⋮

$$C_i = C_{i-1} (X - X(i-1))$$

⋮

⋮

$$C_n = C_{n-1}(X - X(n-1))$$

Le polynôme de NEWTON devient:

$$P(X) = A(1)C_1 + A(2)C_2 + \dots + A(n)C_n$$

$$Y'(X) = P'(X)$$

$$\frac{dC_i}{dx} = \frac{dC_{i-1}}{dx} (x - (i-1)) + C_{i-1}$$

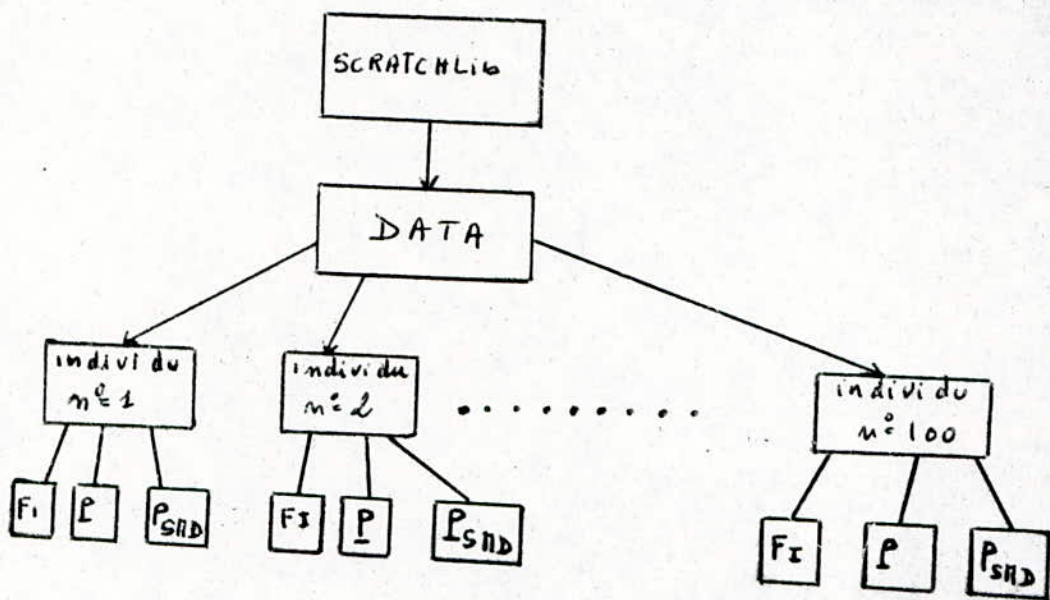
$$\frac{d^2C_i}{dx^2} = \frac{d^2C_{i-1}}{dx^2} (x - (i-1)) + \frac{dC_{i-1}}{dx}$$

$$\Rightarrow y''(x) \approx P''(x) = A(1) \frac{d^2C_1}{dx^2} + A(2) \frac{d^2C_2}{dx^2} + \dots + A(n) \frac{d^2C_n}{dx^2}$$

Pour conclure sur la méthode à adopter en vue de son implantation sur une carte micro-processeur de bas niveau :

nous nous sommes constitué une base de données de 100 personnes sur les signaux physiologique desquels nous avons testé ces méthodes

4-5 Constitution de la base de données



F_i : composante physiologique

P : composante pneumatique

P_{SRD} : Pressions systolique, diastolique et moyenne mesurées au stéthoscope.

On peut voir sur les figures 4-1 ; 4-1 bis
4-2 ; 4-2 bis
4-3 ; 4-3 bis

les signaux physiologiques ; l'enveloppe associée,
la dérivée seconde de la fonction caractérisant
l'enveloppe par les différentes méthodes :

... / ...

- Approximations finies
- Newton
- Lagrange
- Taylor

4.6 Interprétation des résultats

4.6.1 - Méthode des approximations finies

- C'est la plus simple à programmer
 - Elle nécessite une occupation mémoire minimale
 - Temps de calcul très rapide ("C'est le plus rapide")
- Mais elle est peu précise : la dérivée seconde ne suit pas exactement les changements de pente de $v(t)$.

4.6.2 - Méthode de Newton

- Elle présente un temps d'exécution assez rapide
- Capacité mémoire importante pour le calcul des différents coefficients du polynôme d'interpolation.
- Une programmation facile puisqu'elle utilise une formulation récurrente.

L'inconvénient constaté est son domaine de validité - en effet : les premières et dernières valeurs du polynôme d'interpolation et de sa dérivée seconde sont étonnées.

Pour cela une troncature doit être établie sur les premières et dernières valeurs des fonctions considérées (l'ordre de la troncature n'étant pas constant).

Dans le cas ou la troncature est bonne, les resultats s'approchent assez des valeurs reëls.

4.6.3 - Méthode de Lagrange

- C'est la méthode la plus difficile à programmer
- Elle nécessite de plus une occupation mémoire importante.
- Un temps de calcul long

Les resultats obtenus en fonction de la dérivée seconde ne reflètent pas la réalité

4.6.4 - Méthode de Fourier

L'ordre optimum, du développement de la fonction d'interpolation en série est obtenu pour $m=3$

En effet pour $m=3$ la fonction de Fourier déterminée se superpose parfaitement à l'enveloppe du signal physiologique.

Pour $m \neq 3$ l'enveloppe V et la fonction de Fourier déterminée ne se superposent pas correctement.

- Les resultats donnés par cette méthode sont proches de la réalité
- Seuls inconvénients:
 - Temps d'exécution long
 - Occupation mémoire importante du fait qu'il faut passer par le calcul des coefficients A_i et B_i de la fonction de Fourier

4.6.5 - Méthode de Taylor

- 41 -

- C'est une méthode facilement programmable. avec un temps d'exécution très rapide et une occupation mémoire réduite.
- Les résultats donnés par la méthode sont très proches de celles mesurées pratiquement.

- Conclusion:

Trois (3) méthodes sortent du lot:

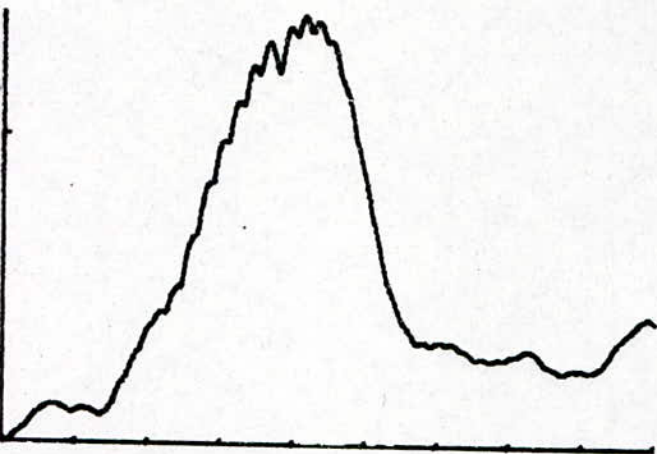
- Méthode de Taylor
- Méthode de Fourier
- Méthode de Newton

Cependant la méthode de Newton présente un problème majeur: la troncature n'est pas fixe (varie d'un individu à l'autre)

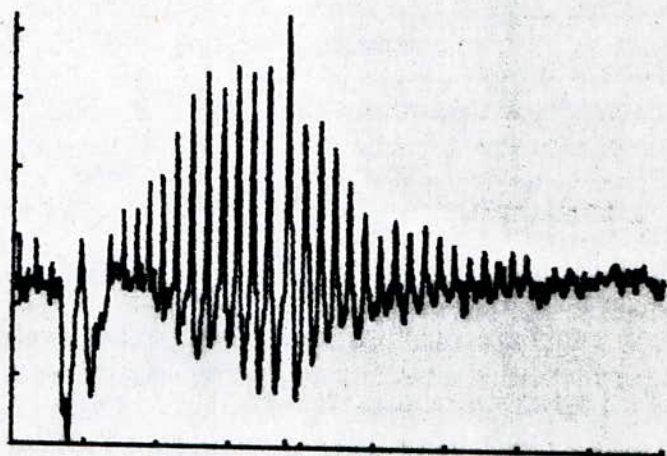
- La méthode de Fourier donne de bons résultats, cependant son inconvénient est l'espace mémoire important qu'elle occupe.

- La méthode de Taylor présente l'avantage d'être rapide, facile à programmer et occupe un espace mémoire réduit:

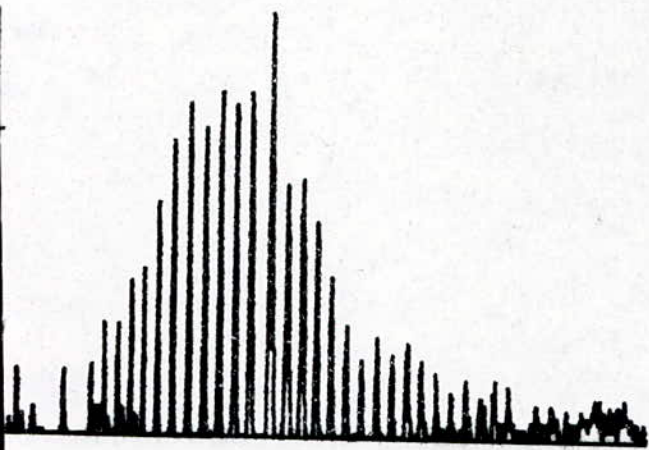
C'est celle que nous utiliserons.



ENVELOPPE DE FI(T)

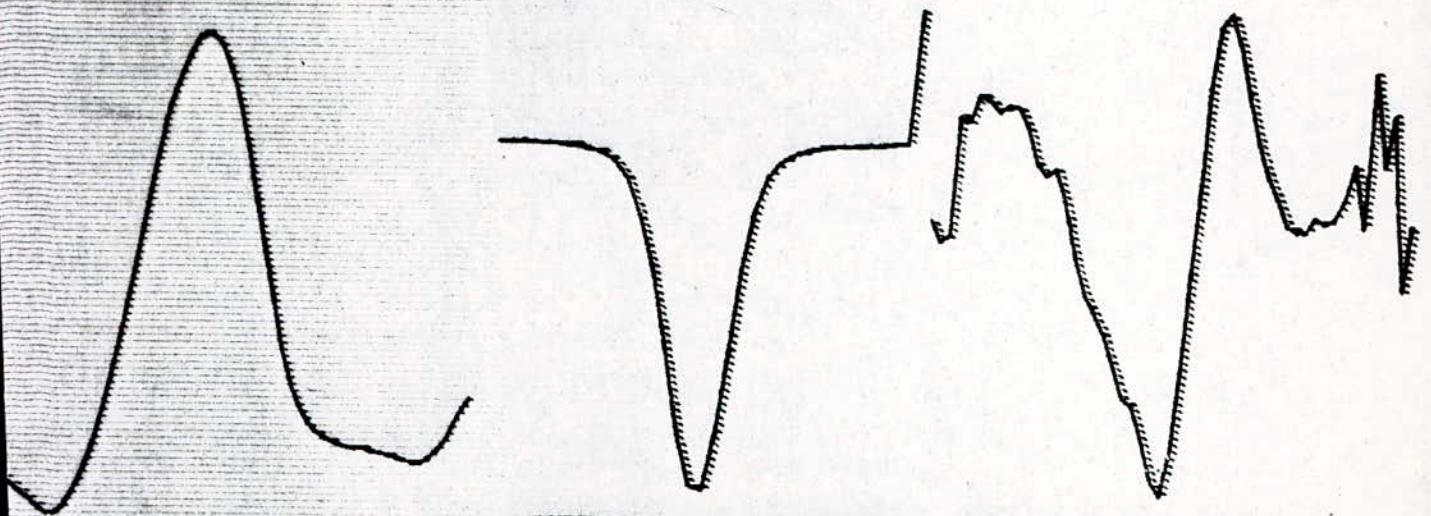


SIGNAL FI(T)



SIGNAL FI(T) TRONGUE

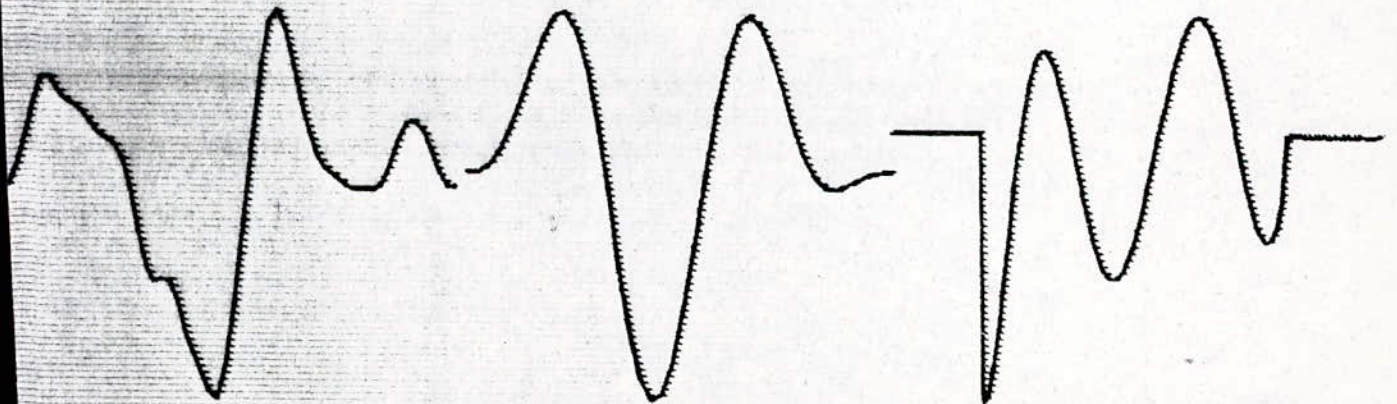
cas n° 1



ENVELOPPE LISSEE

METHODE DE LAGRANGE

METHODE DES A. FINI

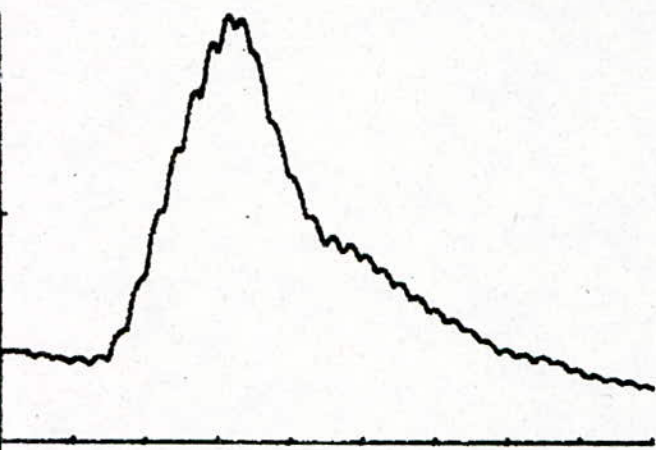


METHODE DE TAYLOR

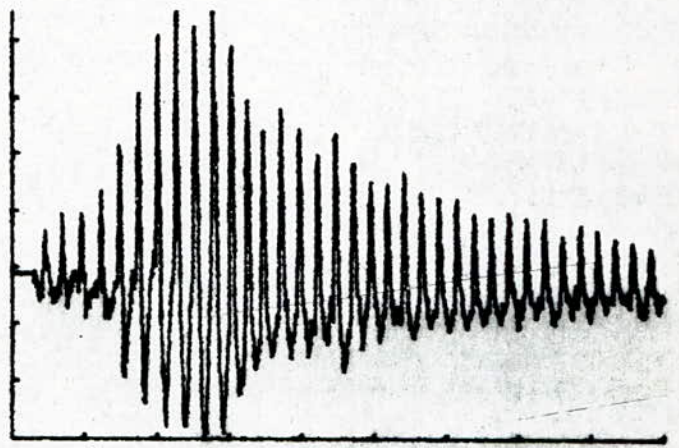
METHODE DE FOURIER

METHODE DE NEWTON

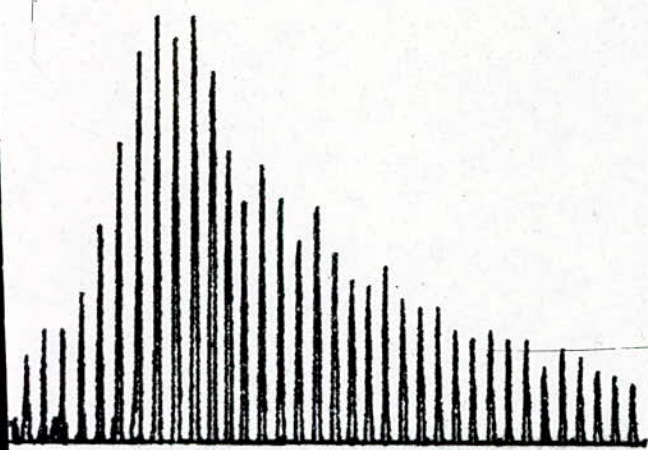
Cas n° 1 (bis)



ENVELOPE DE FICT)

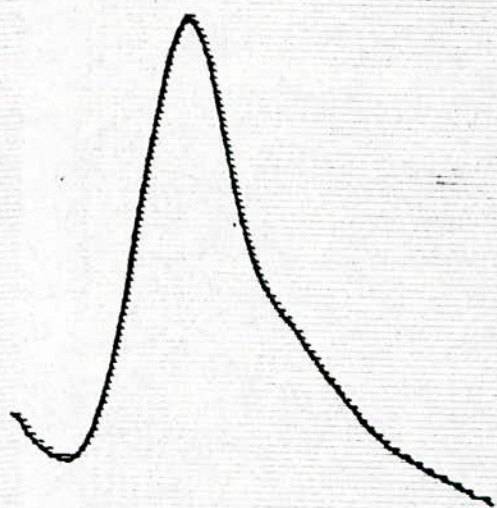


SIGNAL FICT)

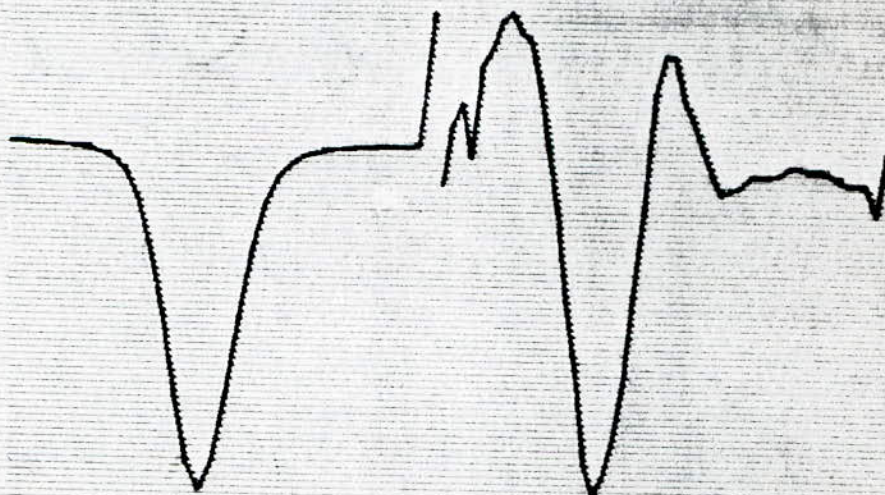


SIGNAL TRONQUE

Cas n° 2

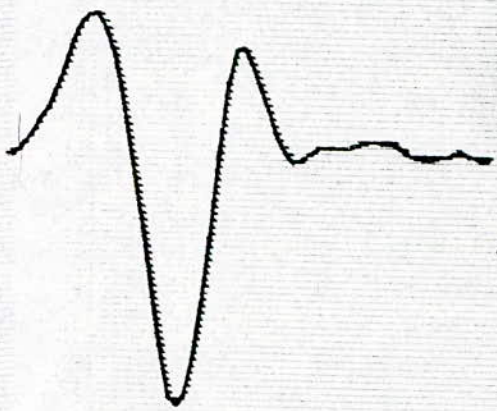


ENVELOPPE LISSEE

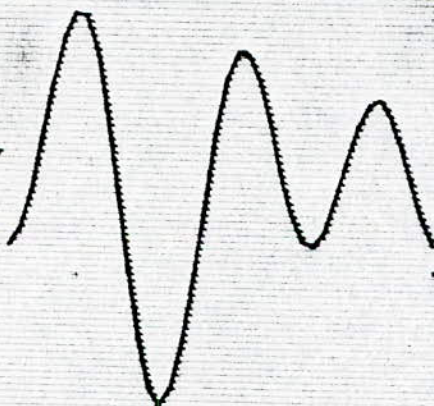


METHODE DE LAGRANGE

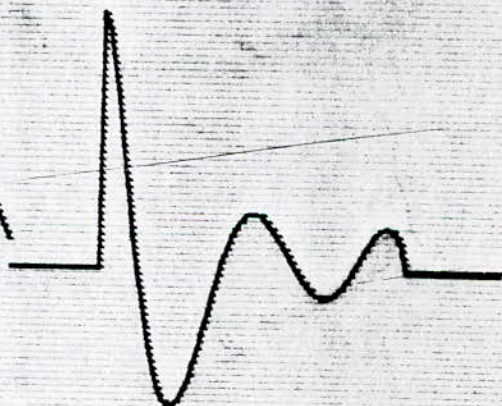
METHODE DES A.FINI



METHODE DE TAYLOR

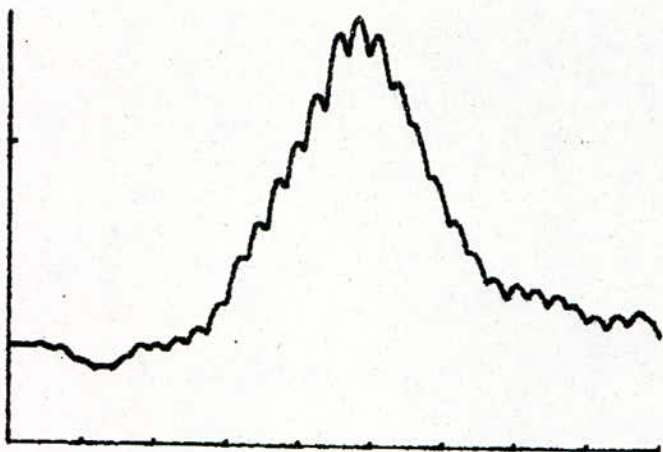


METHODE DE FOURIER

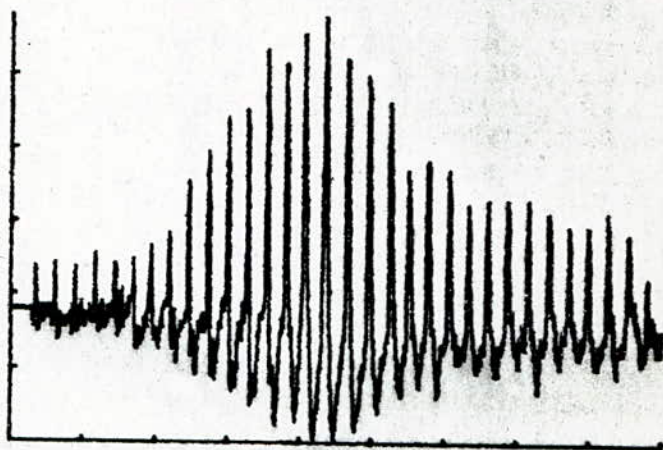


METHODE DE NEWTON

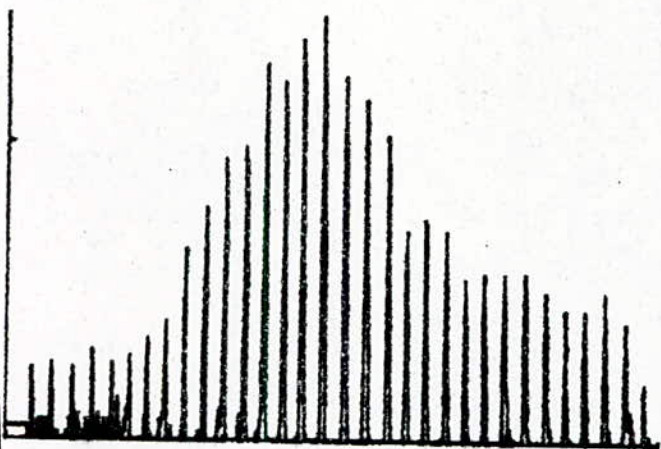
Cas n° 2 (ln'S)



ENVELOPE DE FICT)



SIGNAL FICT)

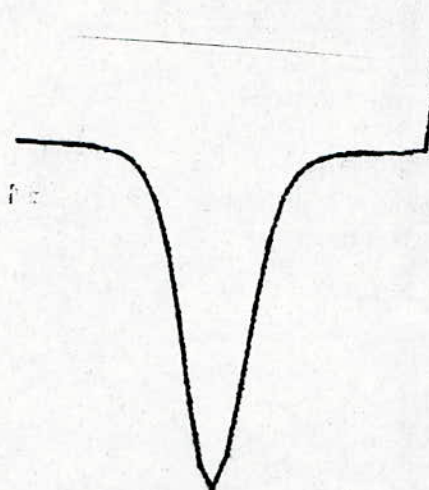


SIGNAL TRONQUE

cas $m^o = 3$



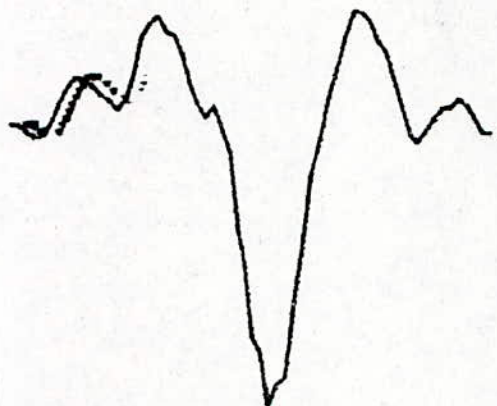
ENVELOPPE LISSEE



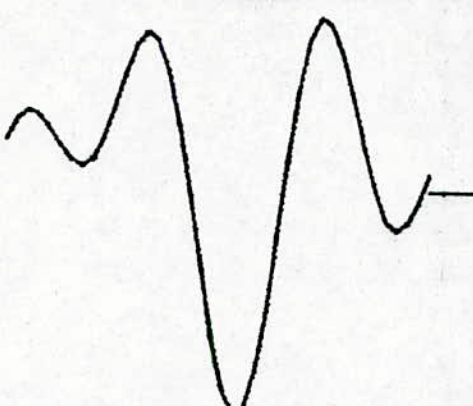
METHODE DE LAGRANGE



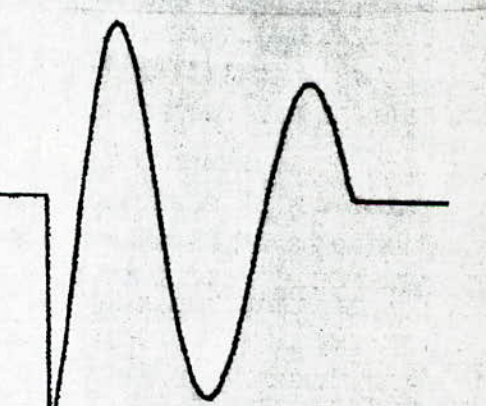
METHODE DES A. FINI



METHODE DE TAYLOR



METHODE DE FOURIER



METHODE DE HEWTON

cas n° 3 (bis)

	Mesure au stéthoscope		Méthode de Newton		Méthode des A. finis		Méthode de Lagrange		Méthode de TAYLOR		Méthode de Fourier.	
	P _S	P _D	P _S	P _D	P _S	P _D	P _S	P _D	P _S	P _D	P _S	P _D
Cas n° 1	120	90	118	98	148,4	99,7	118,7	120,8	120,8	97,6	115,5	97,6
Cas n° 2	122	70	131,4	67,8	198,2	93,3	135,2	117,8	144	82	151,8	74
Cas n° 3	135	55	116,6	64,7	224,7	116,6	222,9	131,6	133,5	63,6	129,3	62,5

Résultat par les différentes méthodes.

- CONCLUSION -

L'analyse temporelle et fréquentielle du signal pneumatique, la simulation de l'ensemble (ou partie) de la carte réalisée ont permis:

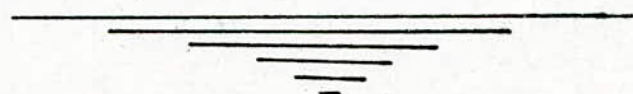
- d'optimiser le choix de la méthode d'extraction de la composante physiologique.
- Un gain de temps dans l'élaboration des algorithmes de traitement à implanter sur carte μp (TM 990/189)

Le système réalisé peut fonctionner de façon autonome ou en liaison avec un ordinateur.

L'intérêt visé étant non seulement la mesure des paramètres de pression artérielle, mais aussi de fournir en plus les formes du signal physiologique qui pourraient être révélatrices d'anomalies cardiaques.

C'est ainsi qu'une possible communication série avec tout ordinateur hôte, possédant un port de communication série a été envisagé afin de permettre :

- des traitements spécifiques (statistiques, profil tensoriels, ...)
- La visualisation et la sauvegarde de toutes les informations recueillies (ce qui peut se révéler intéressant lors du suivi d'un traitement)



ANNEXE


```

05 AEM "GENERATION DE SPECTRE"
10 INIT
15 PAGE
100 DIM Y1(512), A1(257), F1(257), Y2(512), A2(257), F2(257), Q*(175)
110 PRINT "QUEL EST VOTRE FICHER ?"
120 INPUT F
130 FIND F
140 READ 833:Q#,Y1
150 PRINT "QUEL EST VOTRE FICHER ?"
160 INPUT D
165 FIND D
170 READ 833:Q#,Y2
180 D=1
190 D=2
200 CALL "FFT",Y1
210 CALL "TBLAR",Y1,A1,F1,D1
220 A1(1)=0
230 CALL "MAX",A1,N1,I1
240 CALL "MIN",A1,N2,I2
250 VTEHPORT 0,130,5,45
260 WINDOW -20,257,-N1/8,N1
270 GUIS 51,N,44
280 FOR N=1 TO 257
290     MOVE N,0
300     DRAW 0,A1(N)
310 NEXT N
320 FOR K=1 TO 5
330     MOVE 1351-20,-N1/10
340     L=K*51
350     A#=518*(1.2*(512/50)/257)
360     D1=510*(A#,1,5)
370     B=V#1(D#)
380     PRINT B
390 NEXT K
400 CALL "FFT",Y2
410 CALL "TBLAR",Y2,A2,F2,D2
420 A2(1)=0
430 CALL "MAX",A2,N3,I3
440 CALL "MIN",A2,N4,I4
450 VTEHPORT 0,130,50,100
460 WINDOW -20,257,-N3/8,N3
470 GUIS 51,N3/4
480 FOR N=1 TO 257
490     MOVE N,0
500     DRAW 0,A2(N)
510 NEXT N
520 FOR K=1 TO 5
530     MOVE 1351-20,-N3/10
540     L=K*51
550     A#=518*(1.2*(512/50)/257)
560     D1=510*(A#,1,5)
570     B=V#1(D#)
580     PRINT B
590 NEXT K

```

```

90 REM "PROG FFT"
95 PAGE
100 DIM Y1(512),A1(257),A2(257),A3(257),Q*(175),Y2(512),Y3(512)
105 DIM P1(257),P2(257),P3(257)
110 PRINT "QUEL EST VOTRE FICHER"
112 INPUT F1
114 FIND F1
115 READ @33:Q*,Y1
116 PRINT "QUEL EST VOTRE FICHER"
118 INPUT F2
120 FIND F2
122 READ @33:Q*,Y2
124 PRINT "QUEL EST VOTRE FICHER"
125 INPUT F3
126 FIND F3
128 READ @33:Q*,Y3
130 D1=1
132 D2=1
134 D3=1
136 CALL "FFT",Y1
138 CALL "POLAR",Y1,A1,P1,D1
140 A1(1)=0
142 CALL "FFT",Y2
144 CALL "POLAR",Y2,A2,P2,D2
148 A2(1)=0
150 CALL "FFT",Y3
152 CALL "POLAR",Y3,A3,P3,D3
154 A3(1)=0
158 CALL "MAX",A1,N1,I1
160 VIEWPORT 0,130,5,35
162 WINDOW -20,257,-N1/10,N1
164 AXIS 51,N1/4
166 FOR N=1 TO 257
167     MOVE N,0
168     RDRAW 0,A1(N)
170 NEXT N
172 FOR K=0 TO 257 STEP 50
174     MOVE K-15,-N1/10
176     A#=STR(K*(512/50)/257)
178     D#=SEG(A#,1,5)
179     B=VAL(D#)
180     PRINT B
182 NEXT K
200 MOVE 110,N1*3/4
202 PRINT "DEGONFLAGE A L'AIDE DE L'ELECTROVANNE"
205 CALL "MAX",A2,N2,I2
210 VIEWPORT 0,130,40,70
220 WINDOW -20,257,-N2/8,N2
230 AXIS 51,N2/4
240 FOR N=1 TO 257
245     MOVE N,0

```

```
250 RDRAW 0,A2(N)
260 NEXT N
280 FOR K=0 TO 257 STEP 50
290 MOVE K-15,-N1/8
300 A#=STR(K*(512/50)/257)
310 D#=SEG(A#,1,5)
320 B=VAL(D#)
330 PRINT B
340 NEXT K
342 MOVE 120,3/4*N2
344 PRINT "DEGONFLAGE TRES RAPIDE"
350 CALL "MAX",A3,N3,I3
360 VIEWPORT 0,130,75,100
370 WINDOW -20,257,-N3/9,N3
380 AXIS 51,N3/4
390 FOR N=1 TO 257
395 MOVE N,0
400 RDRAW 0,A3(N)
410 NEXT N
420 FOR K=0 TO 257 STEP 50
430 MOVE K-15,-N3/9
440 A#=STR(K*(512/50)/257)
450 D#=SEG(A#,1,5)
460 B=VAL(D#)
470 PRINT B
480 NEXT K
500 MOVE 120,N3*3/4
510 PRINT "DEGONFLAGE TRES LENT"
```

```

90 REM      "LISSAGE SUR N POINTS"
92 INIT
95 PAGE
100 DIM Q$(175),Y1(512),A(512),B(512),C(512),Dif1(512),Dif2(512)
105 DIM Dif3(512)
110 FIND 21
120 READ Q33:Q#,Y1
130 A=0
135 Dif1=0
140 B=0
145 Dif2=0
150 C=0
155 Dif3=0
160 FOR I=4 TO 509
170     A(I)=(Y1(I)+Y1(I-3)+Y1(I-2)+Y1(I-1)+Y1(I+1)+Y1(I+2)+Y1(I+3))/7
180 NEXT I
190 FOR J=4 TO 509
200     Dif1(J)=Y1(J)-A(J)
210 NEXT J
215 CALL "MAX",Y1,S,D
217 CALL "MIN",Y1,S1,D1
220 VIEWPORT 0,130,0,30
221 WINDOW 4,509,S1,S
222 MOVE 75,S*3/4
223 PRINT " LISSAGE SUR 7 POINTS"
230 CALL "MAX",Y1,S,D
240 CALL "MIN",Y1,S1,D1
250 WINDOW 4,509,S1,S
255 AXIS 100,S
260 FOR I=4 TO 509
270     DRAW I,Y1(I)
275     MOVE I,A(I)
280     DRAW I,A(I)
290 NEXT I
300 VIEWPORT 65,130,15,30
310 CALL "MAX",Dif1,U1,M1
320 CALL "MIN",Dif1,U2,M2
330 WINDOW 4,509,U2,U1
335 AXIS 100,U1/4
340 FOR I=4 TO 509
350     DRAW I,Dif1(I)
360 NEXT I
365 FOR I=5 TO 508
370     Ad=Y1(I)+Y1(I-3)+Y1(I-2)+Y1(I-1)+Y1(I+1)+Y1(I+2)+Y1(I+3)
372     B(I)=(Ad+Y1(I-4)+Y1(I+4))/9
380 NEXT I
390 FOR J=5 TO 508
400     Dif2(J)=Y1(J)-B(J)
410 NEXT J
420 VIEWPORT 0,130,35,65
422 MOVE 75,30*3/4

```

```

423 PRINT " LISSAGE SUR 9 POINTS"
450 WINDOW 4,509,S1,S
455 AXIS 100,S
460 FOR I=5 TO 508
470   DRAW I,Y1(I)
475   MOVE I,B(I)
480   DRAW I,B(I)
490 NEXT I
500 VIEWPORT 65,130,45,60
510 CALL "MAX",Dif2,U3,M3
520 CALL "MIN",Dif2,U4,M4
530 WINDOW 5,508,U4,U3
535 AXIS 100,U1/4
540 FOR I=5 TO 508
550   DRAW I,Dif2(I)
555 NEXT I
565 FOR I=6 TO 507
570   Ae=Y1(I)+Y1(I-3)+Y1(I-2)+Y1(I-1)+Y1(I+1)+Y1(I+2)+Y1(I+3)
572   C(I)=(Ae+Y1(I-4)+Y1(I+4)+Y1(I+5)+Y1(I-5))/11
580 NEXT I
590 FOR J=6 TO 507
600   Dif3(J)=Y1(J)-C(J)
610 NEXT J
620 VIEWPORT 0,130,70,100
622 MOVE 75,30*3/4
623 PRINT "LISSAGE SUR 11 POINTS"
650 WINDOW 4,509,S1,S
655 AXIS 100,S
660 FOR I=6 TO 507
670   DRAW I,Y1(I)
675   MOVE I,C(I)
680   DRAW I,C(I)
690 NEXT I
700 VIEWPORT 65,130,85,100
710 CALL "MAX",Dif3,U5,M5
720 CALL "MIN",Dif3,U6,M6
730 WINDOW 5,508,U6,U5
735 AXIS 100,U1/4
740 FOR I=6 TO 507
750   DRAW I,Dif3(I)
755 NEXT I

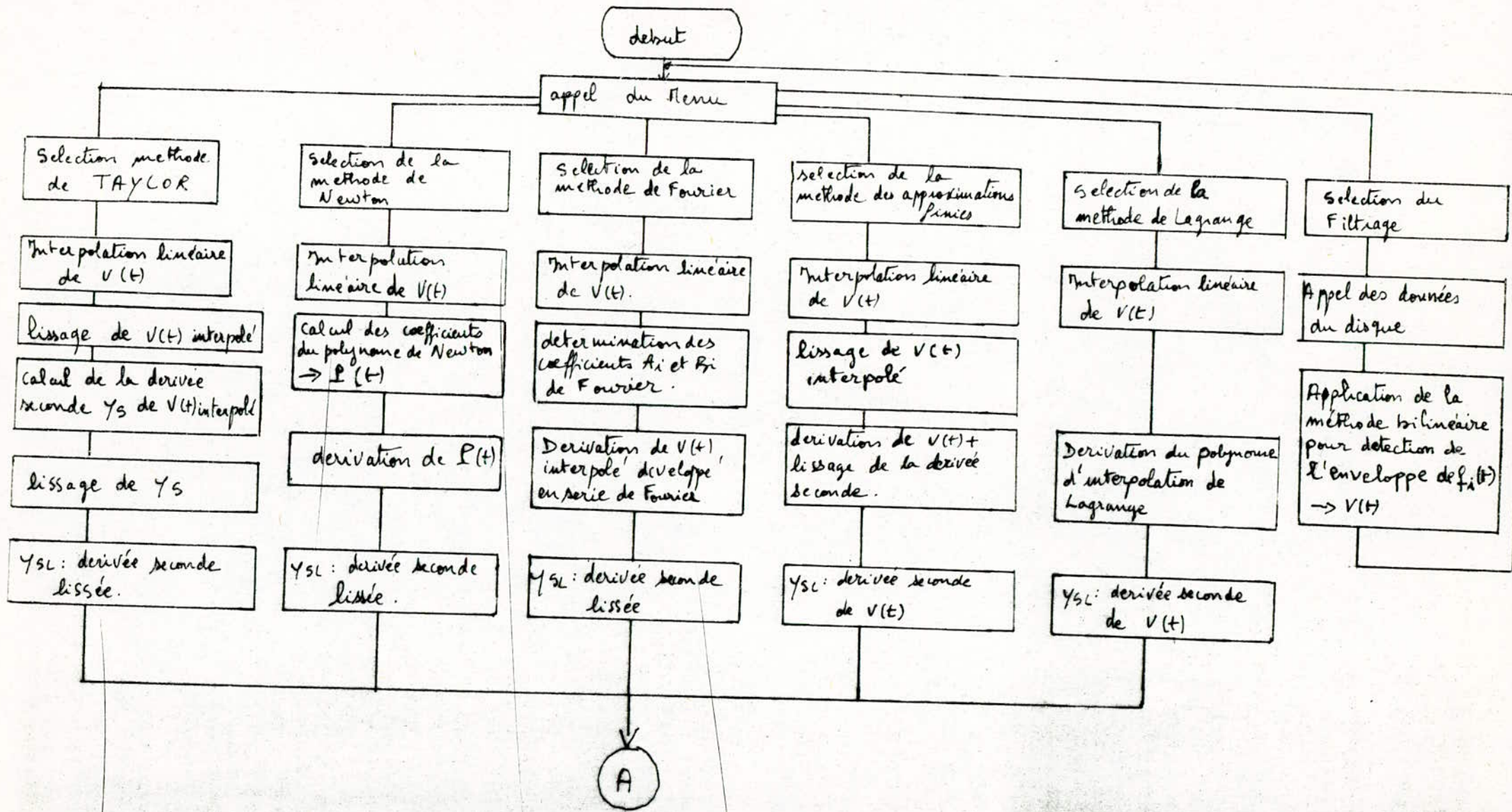
```

```

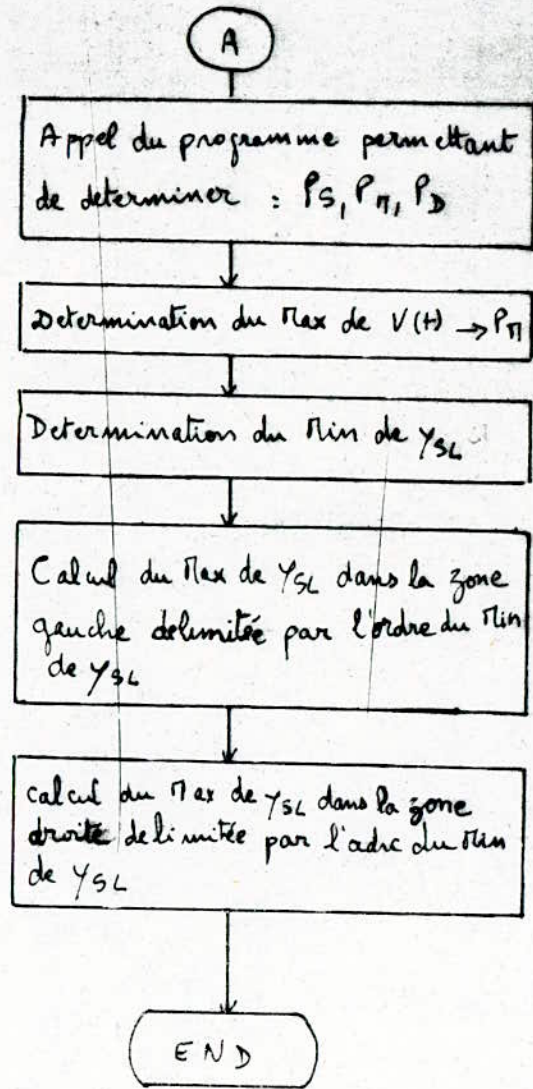
90 REM "PROG GENERATION D'EXP "
100 DIM Y1(512),Q*(175),F11(512),F12(512),F13(512)
110 FIND 18
120 READ @33:Q#,Y1
130 CALL "MAX",Y1,V,I
135 CALL "MIN",Y1,Vm,L
140 FOR I=1 TO 512
150     Dif=V-Y1(I)
160     IF Dif>40 THEN 180
170 NEXT I
180 T0=I
190 Tau=15/LOG(V/Y1(I+15))
200 VIEWPORT 0,130,0,30
210 WINDOW I,512,Vm,V
220 AXIS 100,V/4
230 FOR J=I TO 512
240     F11(J)=(V-2000)*EXP(-(J-I)/Tau)+2000
250     MOVE J,F11(J)
260     DRAW J,F11(J)
270 NEXT J
280 CALL "DISP",Y1
282 MOVE 250,V*3/4
283 PRINT "TAU CALCULE SUR UN SEUL POINT"
285 Tau1=0
290 FOR K=T0+15 TO T0+65 STEP 5
300     Tau1=(K-T0)/LOG(V/Y1(K))+Tau1
310 NEXT K
320 Tau1=Tau1/10
330 VIEWPORT 0,130,35,65
340 WINDOW T0,512,Vm,V
350 AXIS 100,V/4
380 FOR J=T0 TO 512
390     F12(J)=(V-2000)*EXP(-(J-T0)/Tau2)+2000
400     MOVE J,F12(J)
410     DRAW J,F12(J)
420 NEXT J
430 CALL "DISP",Y1
440 MOVE 250,V*3/4
450 PRINT "TAU CALCULE SUR 10 POINTS"
460 Tau3=0
470 FOR K=T0+15 TO T0+165 STEP 5
480     Tau3=(K-T0)/LOG(V/Y1(K))+Tau3
490 NEXT K
500 Tau3=Tau3/30
510 VIEWPORT 0,130,70,100
520 WINDOW T0,512,Vm,V
530 AXIS 100,V/4
540 FOR J=T0 TO 512
550     F13(J)=(V-2000)*EXP(-(J-T0)/Tau3)+2000
560     MOVE J,F13(J)
570     DRAW J,F13(J)
580 NEXT J

```

```
590 CALL "DISP",Y1  
600 MOVE 250,V*3/4  
610 PRINT "TAU CALCULE SUR 30 POINTS"
```



1^{er} Partie de l'organigramme general des methodes de traitement programmees.



2^{ème} partie de l'organigramme général des méthodes de traitement programmées

```
1 REM"MENU"
2 GO TO 100
4 GOSUB 1000
6 RETURN
8 GOSUB 2000
10 RETURN
12 GOSUB 2500
14 RETURN
16 GOSUB 3000
18 RETURN
20 GOSUB 3500
22 RETURN
24 GOSUB 4000
26 RETURN
100 PAGE
105 INIT
110 SET KEY
115 MOVE 60,80
120 PRINT "MENU"
125 MOVE 25,90
130 PRINT "APPUYER SUR UNE TOUCHE FONCTION ENTRE 1 ET 6"
135 MOVE 50,70
140 PRINT "1-FILTRAGE"
145 MOVE 50,60
150 PRINT "2-TAYLOR"
155 MOVE 50,50
160 PRINT "3-NEWTON"
165 MOVE 50,40
170 PRINT "4-FOURIER"
175 MOVE 50,30
180 PRINT "5-APPROXIMATIONS FINIES"
185 MOVE 50,20
190 PRINT "6-LAGRANGE"
200 END
1000 OPEN "FILTRAGE";1,"U",A#
1010 APPEND "FILTRAGE";5000,10
1015 CLOSE 1
1020 GOSUB 5000
1030 DELETE 5001,10000
1040 RETURN
2000 OPEN "TAYLOR";1,"U",A#
2010 APPEND "TAYLOR";5000,10
2015 CLOSE 1
2020 GOSUB 5000
2030 DELETE 5001,20000
2040 RETURN
2500 OPEN "NEWTON";1,"U",A#
2510 APPEND "NEWTON";5000,10
2515 CLOSE 1
```

```
2520 GOSUB 5000
2530 DELETE 5001,20000
2540 RETURN
3000 OPEN "FOURIER";1,"U",A#
3010 APPEND "FOURIER";5000,10
3015 CLOSE 1
3020 GOSUB 5000
3030 DELETE 5001,20000
3040 RETURN
3500 OPEN "AFINI";1,"U",A#
3510 APPEND "AFINI";5000,10
3515 CLOSE 1
3520 GOSUB 5000
3530 DELETE 5001,20000
3540 RETURN
4000 OPEN "LAGRANGE";1,"U",A#
4010 APPEND "LAGRANGE";5000,10
4015 CLOSE 1
4020 GOSUB 5000
4030 DELETE 5001,20000
4040 RETURN
5000 PRINT
```

```

5000 REM"FILTRAGE"
5010 DIM P(900),Fi(900)
5020 CALL "USERLIB","DATA"
5030 PRINT "NOM ?"
5040 INPUT N#
5050 CALL "USERLIB",N#
5060 OPEN "FI";1,"U",A#
5070 CALL "REWIND",1
5080 READ #1:Fi
5090 CLOSE 1
5100 OPEN "P";1,"U",A#
5110 CALL "REWIND",1
5120 READ #1:P
5130 CLOSE 1
5140 OPEN "FSDM";1,"U",A#
5150 CALL "REWIND",1
5160 READ #1:Ps,Pd,Vm
5165 CALL "userlib","scratchlib"
5170 CLOSE 1
5190 PAGE
5200 DIM Y1(900),H(900),Tr(900),Y(900)
5210 FOR I=1 TO 900
5220     Y1(I)=Fi(I)
5230 NEXT I
5240 Tr(1)=Y1(1)
5250 FOR K=2 TO 900
5260     Tr(K)=Tr(K-1)+Y1(K)
5270 NEXT K
5280 M=Tr(900)/900
5290 FOR I=1 TO 900
5300     IF Y1(I)=>M THEN 5330
5310     Y1(I)=0
5320     GO TO 5340
5330     Y1(I)=Y1(I)-M
5340 NEXT I
5350 H(1)=Y1(1)
5360 H(2)=Y1(2)
5370 PRINT "T="
5380 INPUT T
5390 PRINT "F="
5400 INPUT F
5410 K=0.707
5430 PAGE
5440 K1=1/TAN(2*PI*F*T/2)
5450 A0=1/(1+2*K1*K+K1^2)
5460 A1=2*A0
5470 A2=A0

```

```
5480 B1=2*(1-K1^2)*A0
5490 B2=(1-2*K*K1+K1^2)*A0
5500 FOR J=3 TO 900
5510   H(J)=A0*Y1(J)+A1*Y1(J-1)+A2*Y1(J-2)-B1*H(J-1)-B2*H(J-2)
5520 NEXT J
5530 CALL "MAX",Y1,V1,I1
5540 CALL "MAX",H,V2,I2
5545 Df=I2-I1
5550 My=V1/V2
5560 FOR I=1 TO 900-Df
5570   Y(I)=H(I+Df)*My
5580 NEXT I
5582 FOR I=900-Df+1 TO 900
5585   Y(I)=H(I)*My
5587 NEXT I
5590 VIEWPORT 0,130,0,100
5600 CALL "MAX",Y,U1,I
5610 WINDOW 0,900,0,U1
5620 AXIS 100,1000
5630 FOR I=1 TO 900
5640   DRAW I,Y1(I)
5650 NEXT I
5660 WINDOW 0,900,0,U1
5670 AXIS 100,1000
5680 FOR I=1 TO 900
5690   DRAW I,Y(I)
5700 NEXT I
5710 RETURN
```

```

590 REM"METHOD DE TAYLOR"
600 DIM G(51),Y1(51),Ys(51),Ys1(51)
601 FOR I=1 TO 51
602     G(I)=Y(17*I)
603 NEXT I
604 Y1(1)=G(1)
605 Y1(2)=G(2)
606 Y1(3)=G(3)
607 Y1(51)=G(51)
608 Y1(50)=G(50)
609 Y1(49)=G(49)
610 FOR J=4 TO 48
611     Y1(J)=(G(J-3)+G(J-2)+G(J-1)+G(J)+G(J+1)+G(J+2)+G(J+3))/7
612 NEXT J
613 Ys(2)=0
614 Ys(1)=0
615 Ys(49)=0
616 Ys(51)=0
617 Ys(50)=0
618 Ys(3)=0
619 FOR J=4 TO 48
620     Ys(J)=Y1(J-1)+Y1(J+1)-6*Y1(J)+Y1(J-2)+Y1(J+2)+Y1(J-3)+Y1(J+3)
625 NEXT J
630 Ys1(1)=0
635 Ys1(51)=Ys(51)
668 FOR J=2 TO 50
670     Ys1(J)=(Ys(J-1)+Ys(J)+Ys(J+1))/3
680 NEXT J
682 CALL "MIN",Y1,V5,I
684 CALL "MAX",Y1,V6,I
690 VIEWPORT 0,45,55,100
700 WINDOW 0,51,V5,V6
701 AXIS 10,V6/10
702 MOVE 1,Y1(1)
710 CALL "DISP",Y1
716 CALL "MAX",Ys1,V4,I
717 CALL "MIN",Ys1,V3,I
720 VIEWPORT 0,45,0,45
723 WINDOW 0,51,V3,V4
724 AXIS 10,-V3/10
725 MOVE 1,Ys1(1)
730 CALL "DISP",Ys1
740 Nu=51
750 APPEND "DPSDM";1000,10
800 DELETE G,Y1,Ys
1000 RETURN

```

```

5000 REM"METHOD DE NEWTON"
5010 DIM Sn(10),Ds(100),Dd(10),S(10),U(10),Pp(100),Dc(10)
5020 DIM Y(900),B(10),A(10),C(10),Ys1(100)
5030 N=10
5040 FOR I=1 TO N
5050   B(I)=Y(90*I)
5060 NEXT I
5070 A(1)=B(1)
5080 FOR Q=2 TO N
5090   FOR I=1 TO N-Q+1
5100     B(I)=(B(I+1)-B(I))/(I+Q-1-I)
5110   NEXT I
5120   A(Q)=B(1)
5130 NEXT Q
5140 S(1)=A(1)
5150 U(1)=1
5160 FOR T=0.1 TO N STEP 0.1
5170   FOR I=2 TO N
5180     U(I)=U(I-1)*(T-(I-1))
5190     S(I)=S(I-1)+A(I)*U(I)
5200   NEXT I
5210   Pp(T*10)=S(N)
5220 NEXT T
5230 FOR K=0.1 TO N STEP 0.1
5240   Dc(1)=0
5250   C(1)=1
5260   Dd(1)=0
5270   Sn(1)=0
5280   FOR I=2 TO N
5290     C(I)=C(I-1)*(K-(I-1))
5300     Dc(I)=Dc(I-1)*(K-(I-1))+C(I-1)
5310     Dd(I)=Dd(I-1)*(K-(I-1))+Dc(I-1)
5320     Sn(I)=Sn(I-1)+A(I)*Dd(I)
5330   NEXT I
5340   Ds(K*10)=Sn(N)
5350 NEXT K
5360 CALL "MAX",Ds,V7,I
5370 CALL "MIN",Ds,V8,I
5420 Nu=100
5425 Ys1=0
5430 FOR I=20 TO Nu-20
5440   Ys1(I)=Ds(I)
5450 NEXT I
5455 CALL "MAX",Ys1,W5,I
5456 CALL "MIN",Ys1,W6,I
5458 VIEWPORT 85,130,0,45
5460 WINDOW 1,100,W6,W5
5465 AXIS 10,W5/10
5468 CALL "DISP",Ys1
5470 DELETE Sn,Dd,S,U,Dc,A,C,B .

```

5480 DIM Pe(Nu),Pc(Nu)
5490 CALL "MIN",Ys1,W1,J1
5500 DIM Vw(Nu-J1),Tw(J1)
5510 FOR I=1 TO J1
5520 Tw(I)=Ys1(I)
5530 NEXT I
5540 CALL "MAX",Tw,W2,J2
5550 FOR I=1 TO Nu-J1
5560 Vw(I)=Ys1(I+J1)
5570 NEXT I
5580 CALL "MAX",Vw,W3,J3
5590 Pe(1)=F(1)
5600 Mu=900/Nu
5610 FOR J=2 TO Nu
5620 Pe(J)=P(Mu*(J-1))
5630 NEXT J
5640 FOR K=1 TO Nu
5650 Pc(K)=30*(2*Pe(K)-1)/1000
5660 NEXT K
5670 Pdt=Pc(J3+J1)
5680 Pst=Pc(J2)
5690 Pmt=Pc(J1)
5700 RETURN


```

599 REM"METHODHE DE FOURIER"
600 DIM Bk(3),Sk(3),Yk(34),Yf(34),Ff(3),Af(34),G(34),Fc(34),A(3),B(34)
602 DIM Ys1(34)
610 N=34
615 B(1)=Y(1)
620 FOR I=2 TO N
630   B(I)=Y(26*(I-1)+1)
640 NEXT I
1002 M=3
1010 FOR J=1 TO M
1020   G(1)=B(1)*COS(J*2*PI/N)
1030   Fc(1)=B(1)*SIN(J*2*PI/N)
1040   FOR I=2 TO N
1050     G(I)=B(I)*COS(J*2*PI*I/N)+G(I-1)
1060     Fc(I)=B(I)*SIN(J*I*2*PI/N)+Fc(I-1)
1070   NEXT I
1080   A(J)=G(N)*2/N
1090   Bk(J)=Fc(N)*2/N
1100 NEXT J
1101 Af(1)=B(1)*2/N
1102 FOR I=2 TO N
1103   Af(I)=2/N*B(I)+Af(I-1)
1104 NEXT I
1110 FOR I=1 TO N
1120   Sk(1)=-A(1)*COS(I*2*PI/N)+Bk(1)*SIN(I*2*PI/N)
1125   Ff(1)=A(1)*COS(I*2*PI/N)+Bk(1)*SIN(I*2*PI/N)
1130   FOR J=2 TO M
1135     Ff(J)=Ff(J-1)+A(J)*COS(J*I*2*PI/N)+Bk(J)*SIN(J*I*2*PI/N)
1140     Sk(J)=+Sk(J-1)-J^2*(A(J)*COS(J*I*2*PI/N)+Bk(J)*SIN(J*I*2*PI/N))
1150   NEXT J
1160   Yk(I)=Sk(M)
1165   Yf(I)=Ff(M)+Af(N)/2
1170 NEXT I
1180 CALL "MAX",Yk,U1,I
1190 CALL "MIN",Yk,U2,I
1200 VIEWPORT 45,85,0,45
1210 WINDOW 0,N,U2,U1
1215 AXIS N/10,-U2/10
1220 CALL "DISP",Yk
1420 Nu=34
1430 FOR I=1 TO Nu
1440   Ys1(I)=Yk(I)
1450 NEXT I
1460 APPEND "DPSDM";3000,10
1500 DELETE Yf,Ff,Af,G,Fc,A,B
3000 RETURN

```

```

5001 REM"METHODHE DE LAGRANGE"
5002 DELETE 2,4999
5003 DIM Y(900),Y1(34),Ys(34),Ys1(34)
5004 DIM G(34),C(34),Dcn(34),Dp(34),F1(34),Dq(34),Sp(34),Lp(34)
5005 G(1)=1
5006 FOR I=2 TO 34
5007     G(I)=Y(26*(I-1)+1)
5008 NEXT I
5009 GOSUB 5015
5010 FOR I=1 TO 34
5011     G(I)=Lp(I)
5012 NEXT I
5013 GOSUB 5015
5014 GO TO 5050
5015 N=34
5016 FOR Q=1 TO N
5017     C(1)=Q
5018     Dcn(1)=1
5019     FOR I=2 TO N
5020         C(I)=C(I-1)*(Q-(I-1))
5021         Dcn(I)=Dcn(I-1)*(Q-(I-1))+C(I-1)
5022     NEXT I
5023     Dp(Q)=Dcn(N)
5024 NEXT Q
5025 F1(1)=1
5026 FOR I=2 TO N
5027     F1(I)=I*F1(I-1)
5028 NEXT I
5029 FOR Q=1 TO N
5030     IF Q-1=0 THEN 5033
5031     Dq(1)=(Dp(Q)*(Q-1)-C(N))/(Q-1)^2
5032     GO TO 5034
5033     Dq(1)=(Dp(Q)*(Q-1)-C(N))/(Q-0.99)
5034     Sp(1)=-1^(N-2)*G(1)*Dq(1)/(F1(1)*F1(N-1))
5035     FOR I=2 TO N-1
5036         R=Q-I
5037         IF R=0 THEN 5040
5038         Dq(I)=(Dp(Q)*(Q-I)-C(N))/(Q-I)^2
5039         GO TO 5041
5040         Dq(I)=Dq(I-1)
5041         IF N-I-1=0 THEN 5043
5042         GO TO 5045
5043         Sp(I)=-1^(N-I-1)*G(I)*Dq(I)/F1(I)+Sp(I-1)
5044         GO TO 5046
5045         Sp(I)=-1^(N-I-1)*G(I)*Dq(I)/(F1(I)*F1(N-I-1))+Sp(I-1)
5046     NEXT I
5047     Lp(Q)=Sp(N-1)
5048 NEXT Q
5049 RETURN
5050 CALL "MAX",Lp,U1,I

```

```
5051 CALL "MIN",Lp,U2,I
5052 VIEWPORT 45,85,55,100
5053 WINDOW 0,N,U2,U1
5054 AXIS N/10,U1/10
5055 CALL "DISP",Lp
5056 CALL "MAX",Y,U3,I
5057 CALL "MIN",Y,U4,I
5058 Nu=34
5059 FOR I=1 TO Nu
5060     Ys1(I)=Lp(I)
5061 NEXT I
5062 DELETE Y1,Ys,G,C,Dcn,Dq,Sp
5063 APPEND "DFsdm";5065,10
5064 APPEND "MENU";1,1
5065 RETURN
```

```

590 REM "METHODE DES APPROXIMATIONS FINIS"
600 DIM G(51),Y1(51),Ys(51),Ys1(51)
601 FOR I=1 TO 51
602     G(I)=Y(17*I)
603 NEXT I
604 Y1(1)=G(1)
605 Y1(2)=G(2)
606 Y1(3)=G(3)
607 Y1(51)=G(51)
608 Y1(50)=G(50)
609 Y1(49)=G(49)
610 FOR J=4 TO 48
611     Y1(J)=(G(J-3)+G(J-2)+G(J-1)+G(J)+G(J+1)+G(J+2)+G(J+3))/7
612 NEXT J
616 Ys(51)=0
617 Ys(50)=0
619 FOR J=1 TO 49
620     Ys(J)=-2*Y1(J+1)+Y1(J)+Y1(J+2)
625 NEXT J
630 Ys1(1)=0
635 Ys1(51)=Ys(51)
668 FOR J=2 TO 50
670     Ys1(J)=(Ys(J-1)+Ys(J)+Ys(J+1))/3
680 NEXT J
716 CALL "MAX",Ys1,V4,I
717 CALL "MIN",Ys1,V3,I
720 VIEWPORT 85,130,55,100
723 WINDOW 0,51,V3,V4
724 AXIS 10,-V3/10
725 MOVE 1,Ys1(1)
730 CALL "DISP",Ys1
740 Nu=51
750 APPEND "DPSDM";760,10
755 DELETE G,Y1,Ys
760 RETURN

```

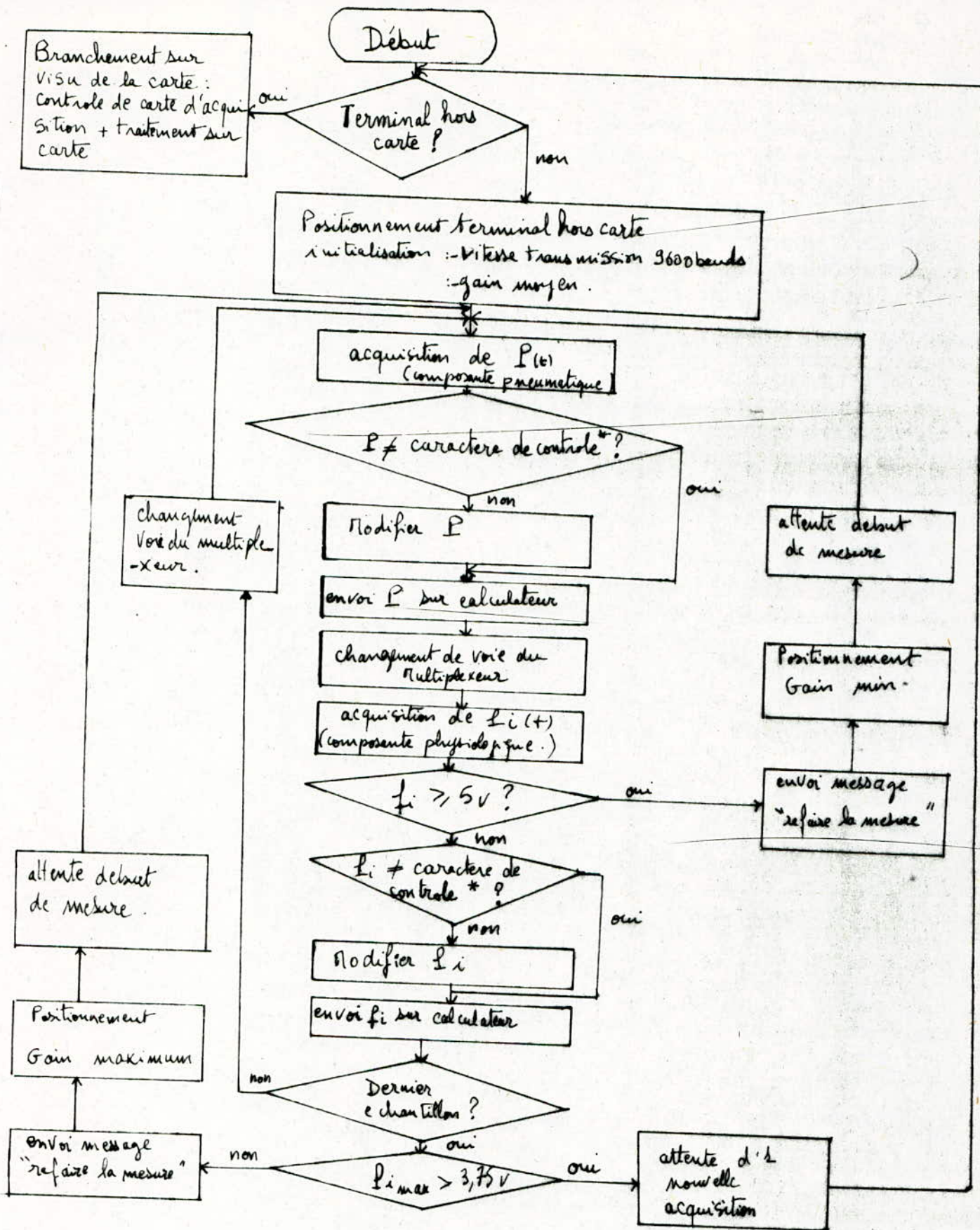
```

90 REM "ACQUISITION ET TRANSFERT DE DONNEES"
100 INIT
110 PAGE
120 DIM A(1800),P(900),Fi(900)
130 PRINT @40:"Z"
140 FOR I=1 TO 1800
150     INPUT @40:A#
160     A(I)=ASC(A#)
170     INPUT @40:B#
180     IF B#="#" THEN 200
190     A(I)=A(I)+128
200     A(I)=A(I)*20
210 NEXT I
220 FOR J=1 TO 1799 STEP 2
230     D=(J+1)/2
240     P(D)=A(J)
250 NEXT J
255 P(2)=P(1)
256 P(3)=P(1)
260 FOR K=2 TO 1800
270     D=K/2
280     Fi(D)=A(K)
290 NEXT K
300 VIEWPORT 0,130,0,50
310 CALL "MAX",P,V,R
320 WINDOW 1,900,0,V
330 AXIS 100,V/10
340 CALL "DISP",P
350 VIEWPORT 1,130,55,100
360 CALL "MAX",Fi,V1,G
370 WINDOW 1,900,0,V1
380 AXIS 100,V1/10
390 CALL "DISP",Fi
400 CALL "USERLIB","DATA"
410 PRINT "NOM/ ?"
420 INPUT N#
430 PRINT "PRESSION SYSTOLIQUE"
440 INPUT Ps
450 PRINT "PRESSION DIASTOLIQUE"
460 INPUT Pd
462 PRINT "PM"
464 INPUT Vm
470 CREATE N#;2500,0
480 CALL "USERLIB",N#
490 CREATE "FI";1200,0
500 CREATE "P";1200,0
510 CREATE "PSDM";100,0
520 OPEN "FI";1,"U",A#

```

```
530 WRITE #1:Fi
540 CLOSE 1
550 OPEN "P";1,"U",A#
560 WRITE #1:P
570 CLOSE 1
580 OPEN "PSDM";1,"U",A#
590 WRITE #1:Ps,Pd,Vm
600 CLOSE 1
610 CALL "USERLIB","DATA"
```

```
1 REM "DETERMINATION DE PS,PM,PD"
10 DIM Pe(Nu),Pc(Nu)
20 CALL "MIN",Ys1,W1,J1
25 DIM Vw(Nu-J1),Tw(J1)
30 FOR I=1 TO J1
32 Tw(I)=Ys1(I)
34 NEXT I
35 CALL "MAX",Tw,W2,J2
40 FOR I=1 TO Nu-J1
45 Vw(I)=Ys1(I+J1)
50 NEXT I
60 CALL "MAX",Vw,W3,J3
90 Pe(1)=P(1)
95 Mu=900/Nu
100 FOR J=2 TO Nu
110 Pe(J)=P(Mu*(J-1))
120 NEXT J
130 FOR K=1 TO Nu
140 Pc(K)=30*(2*Pe(K)-1)/1000
150 NEXT K
160 Pdt=Pc(J3+J1)
170 Pst=Pc(J2)
180 Pwt=Pc(J1)
190 RETURN
```



organigramme du programme de controle de la carte d'acquisition du signal physiologique

Programme de controle general de la chaine d'acquisition

PG LI 12, > 24
LDCR 1, 3
B * 11

} Positionnement du gain

PTP LI 12, > 20
LDCR 1, 2
B * 11

} Multiplexage

CV NOV B 1, @ > 1038
J TB 5
J EQ J
NOV B @ > 1038, @ > 350
B * 11

} Conversion et sauvegarde
dans l'adresse memoire
@ > 350.

TEMP DEC 1
J NE TEMP
B * 11

} temporisation

TEST1 NOV B @ > 350, 1
CB 1, 4
JL Y
NOV B 1, 4
CI 4, > FF00
JNE Y
INC 9
CI 9, 2

} test si filtri durant l'acquisition
ne depasse pas 5V

```

LI 12, > 24
LD CR 1, 3
XOP @ CH, 14
XOP @ > 3014, 12
JMP @ B
Y B * 11

```

Si $f_i(t)$ est supérieure à 5 volts
 → branchement: on change
 de gain en pontonnant
 le gain min, refaire la
 mesure.

```

TR1 MOV B @ 350, 0
MOV 11, 10
BL @ TR
SLA 0, 1
JNC L1
MOV B @ > 308C, 0
BL @ TR
JMP L2
L1 MOV B @ > 3016, 2
BL @ TR
L2 MOV 10, 11
B * 11

```

Transmission du mot sur
 8 bits en 2 caractères ASCII
 l'un pour 7 bits de poids faible
 l'autre pour l'état du 8^e bit

```

TR LI 12, > 800
MOV 0, 3
ANDI 3, > 7F00
CE 3, > 7F00
JNE LP1
AI 0, > 160
JMP LP2
LP2 CI 3, > B00
TNE LP1

```

Vérification: le caractère envoyé
 est différent de: "CR", "BEL",
 sinon on le modifie en lui
 ajoutant 1.

JMP Lp2

43 CI 3, > D00

JNE Lp2

AI 0, > 100

Lp2 LDCR 0, 8

LI 8, > 100

Lp4 DEC 8

JNE Lp4

Lp5 TR22

JNE Lp5

LDCR @ > 3014, 8

B * 11

TEST2 LI 5, > B900

CB 4, 5

JH x

LI 1, 400

LI 12, > 24

LDCR 1, 3

XOP @CH, 14

XOP @ > 3014, 12

JMP @DB

x B * 11

} test si la valeur max de
f_{filt} est supérieure à 3,75V
- Si non on refait la
mesure avec un gain max

VT SR0 31

LI 12, > 800

LDCR @ > 306B, 8

SR7 13

} pontonnement de la
vitese de transmission.

CH DATA > 5354
> 4F50
> 0000

TER DATA > 0D0A
5445
524D
494F
414C
0000

LW BSS32
LWPI LW

TDB CLR 2
CLR 4
CLR 7
CLR 9

XOP @TER, 14
XOP 7, 13
CE 7, 4F
JNE @FIN
CLR @736
LI 1, 71A
BL @VT
LI 1, 7200
BL @PG

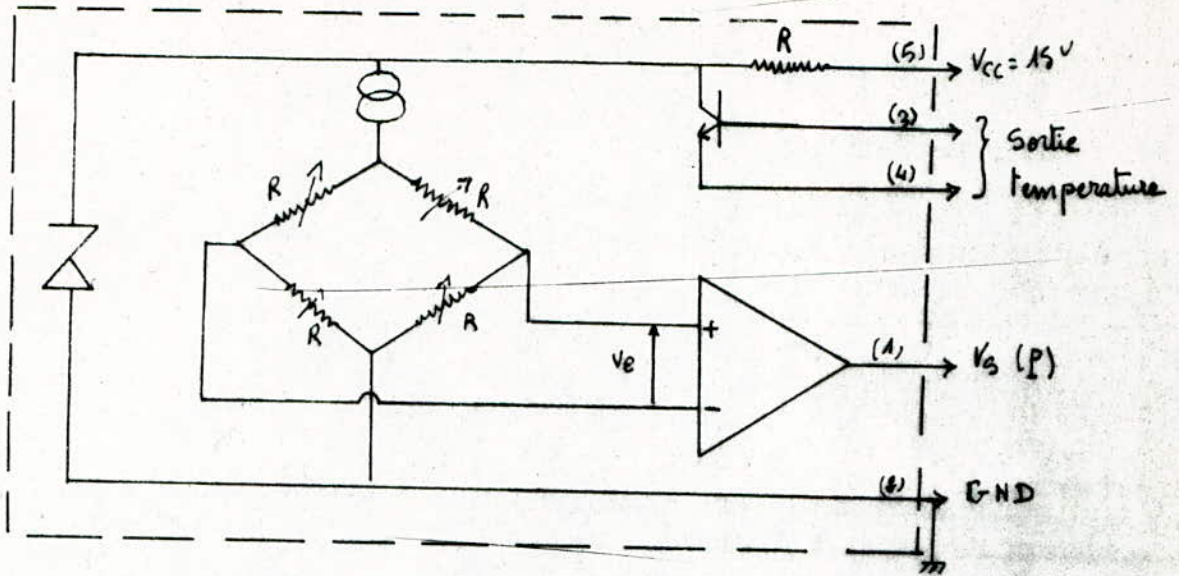
DB XOP 6, 13
L LI 1, 7100
BL @NTR

→ terminal hors carte
→ vitene transmissions 9600 bauds.

```
BL @TR1  
LI 1,  
BL @TEMP  
LI 1, >200  
BL @NTP  
BL @CV  
BL @TEST1  
BL @TR  
LI 1,  
BL @TEMP  
INC 2  
CE 2, 900  
SNE L  
BL @TEST2
```

```
FIN MOV 9,9  
JMP TDB
```

Constitution interne du Lx1601 G (capteur de pression)

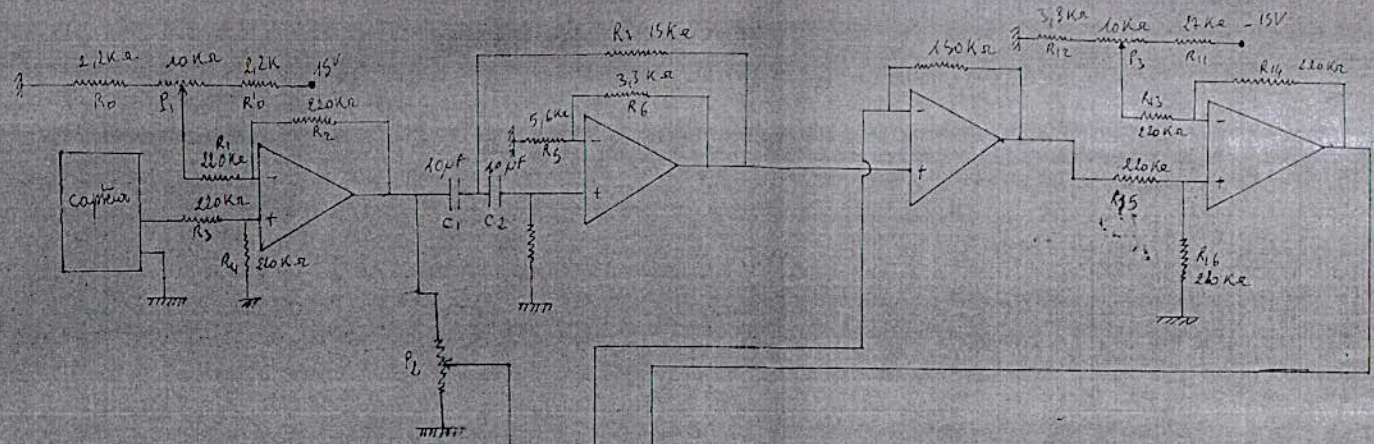


mnemonique	PIN	Direction	action
GND	1	non applicable	elimination parasites
RDATA	2	part du terminal	transfert donnees a partir du terminal
RDATA	3	allant au terminal	amene les donnees au terminal
RTS	4	partant du terminal	demande permission de transmettre.
CTS	5	va au terminal	demande permission au terminal de transmettre
DSR	6	va au terminal	indique communication etablie
SGND	7	non applicable	masse commune.
DCD	8	va au terminal	indique qu'il y a porteur est present.
DTK	20	partant du terminal	indique le terminal est pres.

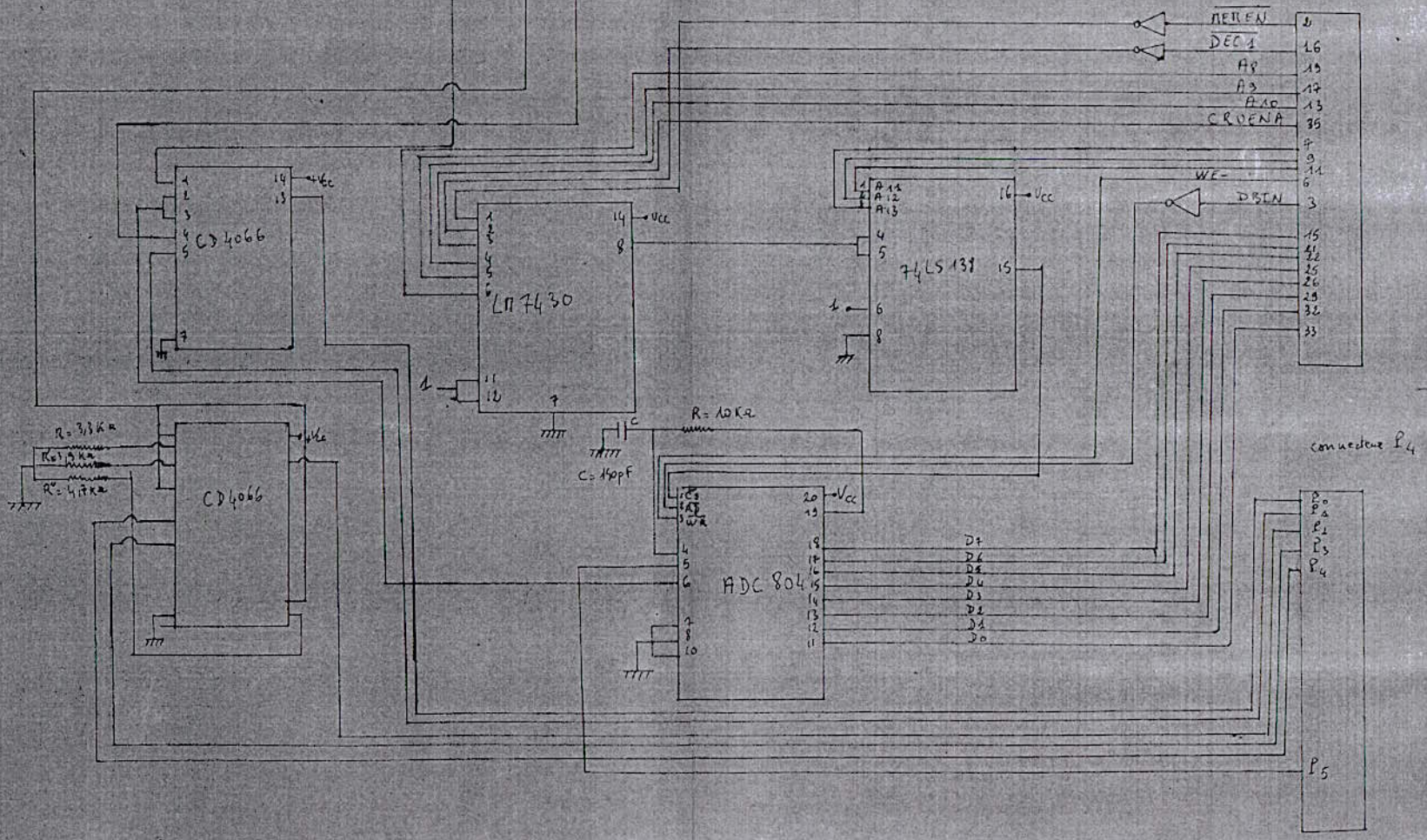
tableau 1

- B I B L I O G R A P H I E -

- [1] Séminologie de l'appareil cardiovasculaire.
Service médecine interne et hématologique CHU Rouiba.
Professeur HAMADJI. RM.
- [2] Thèse magister.
Contribution à l'étude et à la réalisation d'un tensiomètre automatique.
Acquisition traitement analogique et étude mathématique du signal de la pression artérielle.
réalisé par Mme. IBTIOUEN.
- [3] Thèse ingénieur : mise au point d'une chaîne d'acquisition et de traitement à base de l'oscilloscope TEK 468.
Etudiée par M. Benanoun et M. Al-Hadi
- [4] Le filtrage actif et techniques numériques,
par M. Auniaux.
Ed. Masson.
- [5] Carte Texas 9980
par H. Begone.
- [6] Programmation du TMS 9901
TEXAS - INSTRUMENTS.
- [7] Thèse ingénieur *Etudiée par R. Soudoum et N. Souag.*
Etude et réalisation d'une interface entre des signaux physiologiques
prés traités et la carte TM 990/189.
JANVIER 83.
- [8] Filtrage et ses applications.
M. Labarrère.
Ed. CEPA DUES Mai 82
- [9] Recueil d'exercices et de problèmes d'analyse mathématique.
Sous direction de :
B. DEMIDOVITCH.
Ed. MIR-MOSCOU [77]
- [10] Cours d'analyse numérique.
G. Charet.
SEDES-Informatique [75]
- [11] Eléments de calcul numérique.
B- DEMIDOVITCH et J-MARON.
Ed. MIR-MOSCOU [79]
- [12] Techniques numériques appliquées au calcul scientifique.
par J.P. Pelletier [71]
Ed. MASSON.
- [13] Eléments de mathématiques modernes..
Analyse numérique.
Claude CARASSO.
Ed. VUIBERT. [71]



connecteur P5



connecteur P4

P5